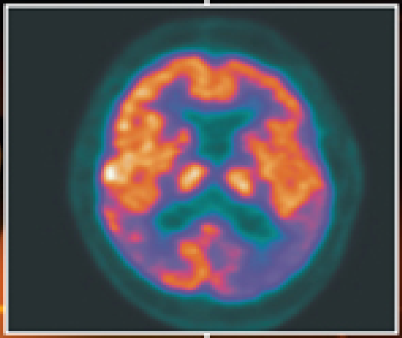
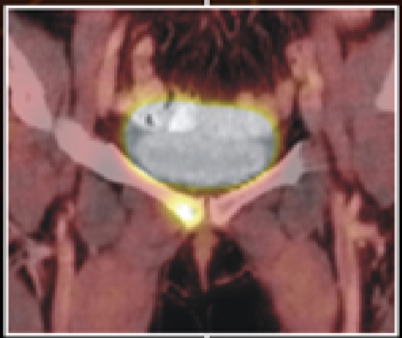
Arnaldo Prata Mourão
Fernando Amaral de Oliveira

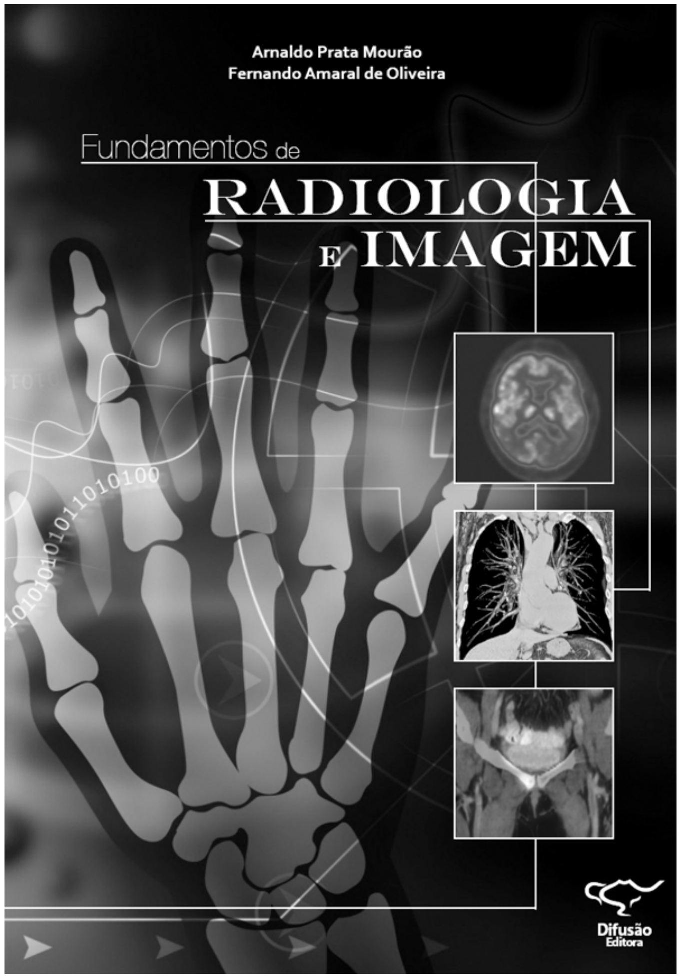
Fundamentos de RADIOLOGIA e IMAGEM







Difusão Editora


Arnaldo Prata Mourão
Fernando Amaral de Oliveira
Fundamentos de
RADIOLOGIA
E IMAGEM
Difusão
Editora

ISBN: 978-85-7808-282-6
FUNDE1EB1

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
(Câmara Brasileira do Livro, SP, Brasil)

Mourão, Arnaldo Prata
Fundamentos de radiologia e imagem / Arnaldo Prata Mourão, Fernando Amaral de Oliveira. -- São Caetano do Sul, SP : Difusão Editora, 2009.

Bibliografia
ISBN 978-85-7808-282-6

1. Diagnóstico por imagem 2. Radiologia médica I. Oliveira, Fernando Amaral de. II. Título.

CDD-616.0757 09-10120 NLM-WN 110

Índices para catálogo sistemático:
1. Radiologia e diagnóstico por imagem : Bases físicas : Medicina 616.0757

A responsabilidade civil ou criminal pelos procedimentos técnicos, bem como todas as informações contidas nos capítulos dessa obra são de responsabilidade do autor. A editora não se responsabiliza pelos erros ou omissões, nem por eventuais consequências da aplica-ção incorreta das informações contidas na obra.

Difusão
Editora
Rua José Paolone, 72 – São Caetano do Sul – SP – CEP 09521-370
difusao@difusaoeditora.com.br – www.difusaoeditora.com.br
Fone/fax: (11) 4227-9400

Sumário

Lista de Abreviaturas

ABS – *automatic brightness stabilization*
ALARA – *as low as reasonable achivable*
AP – ântero-posterior
ARM – angiografia por ressonância magnética
BI-RADS® – *breast imaging reporting and data system*
CC – craniocaudal
CCD – *charge-cupled-device*
CE – captura eletrônica
CM – campo magnético
CMO – conteúdo mineral do osso
CR – *computed radiography*
CT – *computed tomography*
DEXA – *dual ray absorptiometry*

DMO – densidade mineral óssea
DNA – ácido desoxirribonucleico
DO – densidade óptica
DPA – *dual photons absorptiometry*
DR – *digital radiography*
DRF – *digital radiography and fluoroscopy*
DSA – *digital subtraction angiography*
DV – dorso-ventral
EBT – *electron beam tomography*
EPI – *eco planar imaging*
EPI – equipamento de proteção individual
FDG – *fluordesoxiglicose*
FID – *freely induction decay*
FOV – *field of view*
FS – fissão
HDR – *high dose rate*
ICRP – *international commission on radiological protection*
IRCU – *international commission on radiation units and measurements*
IRM – imagem por ressonância magnética
LCR – líquido cefalorraquidiano
LDR – *low dose rate*
ML – médio-lateral
MLO – médio-lateral-oblíqua
MPR – *multiplanar reconstruction*
PA – póstero-anterior
PET – *positron emission tomography*
PIXEL – *picture element*
PTA – *percutaneous transluminal angioplasty*
QCT – *quantitative computed tomography*
QIE – quadrante ínfero-externo

QII – quadrante ínfero-interno
QSE – quadrante súpero-externo
QSI – quadrante súpero-interno
QUS – *quantitative ultrasound*
RF – radiofrequência
RF – *radiography and fluoroscopy*
RM – ressonância magnética
RMN – ressonância magnética nuclear
RRA – região retroareolar
SPA – *single photon absorptiometry*
SXA – *single energy x-ray absorptiometry*
SPECT – *single photon emission computed tomography*
SSD – *shaded surface display*
TBI – *total body irradiation*
TC – tomografia computadorizada
VOXEL – *volume element*

Lista de Unidades

ºC – grau Celsius
a – ano
bpm – batimento por minuto
Bq – becquerel
Ci – curie
cm – centímetro
d – dia
eV – eletronvolt
G – gauss
g – grama
Gy – gray
h – hora
H – unidade Hounsfield

HU – Heat Unit
Hz – hertz
J – joule
K – kelvin
keV – quiloeletronvolt
kg – quilograma
kV – quilovolt
kW – quilowatt
m – metro
mA – miliampere
mAs – miliampere-segundo
MBq – megabecquerel
MeV – megaeletronvolt
MHz – megahertz
min – minuto
mm – milímetro
ms – milissegundo
s – segundo
Sv – sievert
T – tesla
u – unidade de massa atômica

* Conversão erg, joule, eletronvolt
$1J = 1{,}107erg = 6{,}24.10^{18}eV$

Prefácio

A alta velocidade na geração e na evolução de conhecimentos torna cada vez menos possível ter presentes os fatos históricos e os conceitos básicos que deram origem às sofisticadas técnicas utilizadas em Radiologia, Medicina Nuclear e Radioterapia.

Abnegados professores têm-se esforçado para difundir aquilo que ouviram ou leram na escassa bibliografia existente, buscando inteirar-se o mais possível do conhecimento de tais aspectos e que o ensino seja feito com o calor de sua história. Por outro lado, ainda há profissionais que utilizam procedimentos radiológicos sem conhecer os fundamentos básicos, o que lhes propiciaria plena consciência no uso das avançadas tecnologias atualmente disponíveis.

Este livro traz uma importante contribuição à solução dessa situação, pois permite que professores tenham às mãos aspectos históricos e conceitos básicos para repassar a seus alunos. Também constitui fonte de consulta – em linguagem clara, acessível e com rica ilustração – para profissionais e outras

pessoas interessadas em ampliar seus conhecimentos sobre as técnicas de diagnóstico por meio de imagens. Os exercícios propostos ao final de cada capítulo atuam como um estímulo para se reler o texto, verificar o conteúdo apreendido e, principalmente, ampliar a investigação, pois nem todas as questões são respondidas prontamente.

Parabenizo o prezado colega Arnaldo Prata Mourão e o professor Fernando Amaral de Oliveira por realizarem esta relevante obra, esperando que ela faça parte da estante de todos que buscam abarcar, de forma exata, o conhecimento básico dos processos de aplicação das radiações.

Teógenes Augusto da Silva, físico, doutor em Engenharia Nuclear, pesquisador-titular e chefe de divisão do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear/ Comissão Nacional de Energia Nuclear (CDTN/CNEN), professor dos cursos de pós-graduação nessa instituição e no Programa de Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares (PCTN), da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

Agradecimento

A Gislene Guedes,

Por sua inestimável amizade e colaboração em diversos momentos da construção desta obra, nosso muito obrigado!

Apresentação

A Medicina, certamente, apresentou um grande progresso no final do século XX e nesta primeira década do novo milênio. Até os anos 80 e início dos 90, não dispúnhamos de tão vasta gama de exames complementares, razão pela qual a graduação médica, na maioria das vezes, apenas citava as aplicações dos exames radiológicos convencionais e dava uma pequena noção de outras tecnologias. A tomografia computadorizada ainda era de difícil acesso à população em geral, a ressonância magnética estava apenas nos seus primórdios em nosso país, e a ultrassonografia era mais restrita à ginecologia, obstetrícia e à avaliação abdominal. Até então, nenhum enfoque era dado a essas tecnologias na formação do médico generalista, ficando seu conhecimento restrito ao especialista em imagem em programas de residência específica.

Neste novo século, o rol dos exames e terapias complementares experimentou uma intensa expansão. Com o advento da globalização, as

tecnologias têm apresentado uma evolução cada vez mais rápida, havendo o constante aprimoramento dos exames e terapias já existentes, e a descoberta de novas modalidades, com rápido processo de difusão. Nesse cenário, surge a necessidade de o médico, independentemente da especialização, ter na sua formação inicial, pelo menos, o conhecimento dos princípios básicos que norteiam essas tecnologias disponíveis a fim de saber quando solicitá-las e o que esperar de cada uma delas.

Ao lidar com alunos iniciantes no curso de Medicina, observamos que não existia em nosso país um trabalho literário que abordasse todas as novas tecnologias. Esta obra tem como objetivo preencher essa lacuna. Além disso, a assistência à saúde não é de responsabilidade exclusiva do médico, mas depende de uma equipe multidisciplinar, englobando uma ampla gama de profissionais, como: fisioterapeutas, biomédicos, odontólogos, tecnólogos em radiologia e engenheiros hospitalares, dentre outros. Acreditamos que todos esses profissionais podem se beneficiar com este livro, que começa por abordar, no primeiro capítulo, a física das radiações e suas interações com os sistemas biológicos Nos três capítulos que se seguem, trata dos exames de radiologia convencional, mamografia e fluoroscopia. Em seguida, passa aos métodos de imagem tomográficos: a tomografia computadorizada propriamente dita, a ressonância magnética e a ultrassonografia. Na sequência, vêm os capítulos de densitometria óssea e Medicina Nuclear, e, finalmente, a Radioterapia.

Os Autores

Capítulo 1

Biofísica das radiações

A começar de 1895, quando foram descobertos os raios X, vários eventos tornaram-se importantes para o estudo das radiações, destacando-se, dentre outros, o descobrimento do nêutron em 1932, quando se tornou possível a geração artificial de átomos radioativos, que hoje são fundamentais em diversas aplicações médicas e industriais.

O conhecimento dos fenômenos que envolvem as radiações ionizantes é de grande importância tanto para o manejo adequado de materiais radioativos quanto para suas aplicações, além da proteção dos indivíduos que atuam nos processos que envolvem essas radiações.

1.1 Histórico

No ano de 1895, Wilhelm Conrad Roentgen realizava experiências sobre a condução da eletricidade por meio de gases, no Instituto de Física de Würzburg, na Alemanha, quando observou, casualmente, a fluorescência de uma chapa recoberta com platinocianeto de bário que se encontrava nas proximidades de seu experimento. Ao recobrir o dispositivo que utilizava em seus estudos com papel preto, verificou que mesmo assim ocorria a fluorescência da tela e que a energia emitida pelo dispositivo atravessava várias substâncias opacas à luz comum, afetando também as chapas fotográficas.

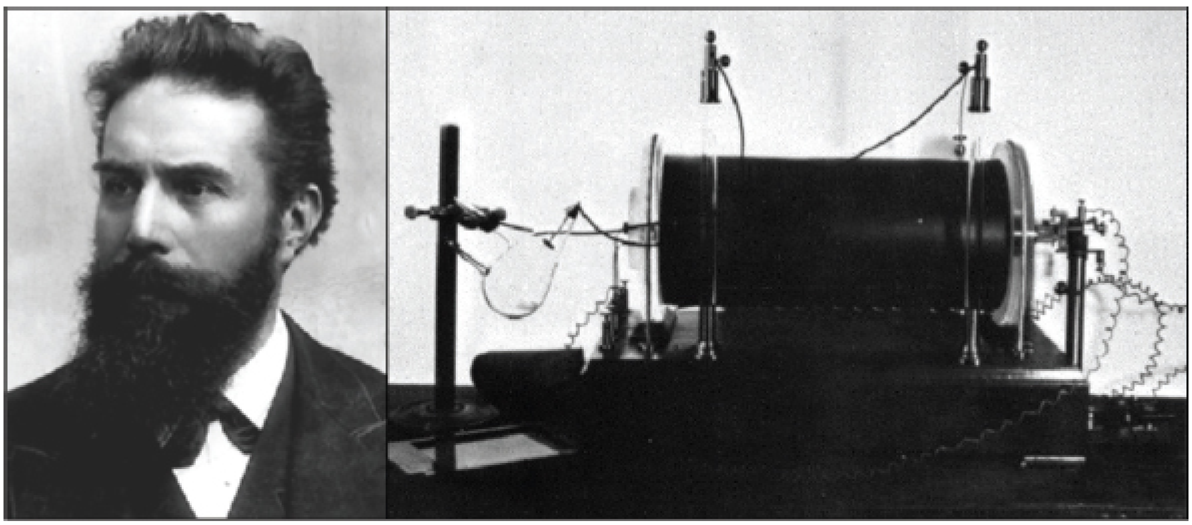


Figura 1.1 – Wilhelm Conrad Roentgen e seu experimento para gerar raios X

Continuando seus estudos, Roentgen verificou ser possível registrar sombras de estruturas ósseas através do uso desses raios que não refletiam nem refratavam como a luz visível, e, devido à natureza incerta da radiação, denominou-os de "raios X". Roentgen observou ainda que esses raios têm a propriedade de penetrar na matéria e de produzir a ionização do ar. Por seu trabalho na descoberta dos raios X, Roentgen recebeu o primeiro Prêmio Nobel de Física, em 1901. A figura 1.1 apresenta uma imagem de Roentgen e do seu dispositivo gerador de raios X recoberto com papel preto.

Logo após a descoberta da produção controlada de raios X a partir da eletricidade, iniciou-se a sua utilização em procedimentos diagnósticos, sendo o setor odontológico de fundamental importância para o rápido

desenvolvimento de técnicas de geração de imagens por raios X, técnicas ainda hoje utilizadas.

Antoine Henri Becquerel, trabalhando com sais de urânio, observou que, quando expostos à luz solar, eram capazes de se tornar fluorescentes. Quando esses sais eram colocados junto a chapas fotográficas envoltas em papel escuro, promoviam o registro da imagem dos cristais na chapa.

Inicialmente, Becquerel supôs que o registro da imagem dos cristais na chapa fotográfica era resultado da característica do sal de urânio de emitir raios X após sua exposição à luz solar. No entanto, devido à impossibilidade de expor esse sal à luz solar, em virtude de um longo período de tempo nublado em Paris, capital francesa, Becquerel deixou uma amostra do sal sobre uma placa de cobre junto a uma chapa fotográfica e verificou que, mesmo sem emitir luz devido ao efeito da fluorescência do sal por uma possível exposição à luz solar, houve um registro de imagem na chapa fotográfica, e que na região onde se encontrava a chapa de cobre o registro foi muito atenuado. Com essa experiência, constatou que o sal emitia radiação independentemente de uma fonte externa de energia. Assim Becquerel descobriu a radioatividade, ou seja, a emissão espontânea de radiação por um material.

Em 2 de março de 1896, Becquerel comunicou à comunidade científica a propriedade de alguns sais de urânio de emitir raios semelhantes aos raios X descobertos por Roentgen. Mais tarde verificou-se que, diferentemente dos raios X, essa radiação poderia ser desviada utilizando um campo magnético e que, portanto, tal radiação possuía carga. Essa radiação foi inicialmente denominada de "raios U". Por essa descoberta, Becquerel recebeu em 1903 o Prêmio Nobel de Física, compartilhado com o casal Pierre e Marie Curie.

O casal Pierre e Marie Curie teve papel importante nos estudos da radioatividade. Enquanto Pierre se ocupava de observar as propriedades da radiação, Marie buscava o isolamento de substâncias radioativas. Pierre observou os efeitos da radiação sobre a sua pele e, utilizando material radioativo, promoveu o aparecimento de uma queimadura e posteriormente uma ferida. Esse experimento permitiu que, rapidamente, a radiação passasse a

ser utilizada para tratamento de tumores malignos, tratamento este denominado de *curieterapia*.

Marie Curie, após ter observado que os sais de urânio emitiam radiação, constatou que ocorria o mesmo com sais de tório, e, a partir desses estudos, com a ajuda de Pierre, conseguiu isolar o elemento químico polônio, um material muito mais radioativo que o urânio, em 18 de julho em 1898 e depois fez o mesmo com o rádio, publicando sua descoberta em 26 de dezembro de 1898. No ano de 1903, Pierre e Marie Curie compartilharam o Prêmio Nobel de Física com Henri Becquerel por suas notáveis descobertas em radioatividade.

A figura 1.2 apresenta uma imagem de Antoine Becquerel, Marie e Pierre Curie. Após a morte de Pierre, em 1906, Marie continuou seus estudos definindo as partículas emitidas pelo elemento rádio, a massa desse elemento e sua utilização para definir a primeira unidade de medição de atividade de uma amostra radioativa.

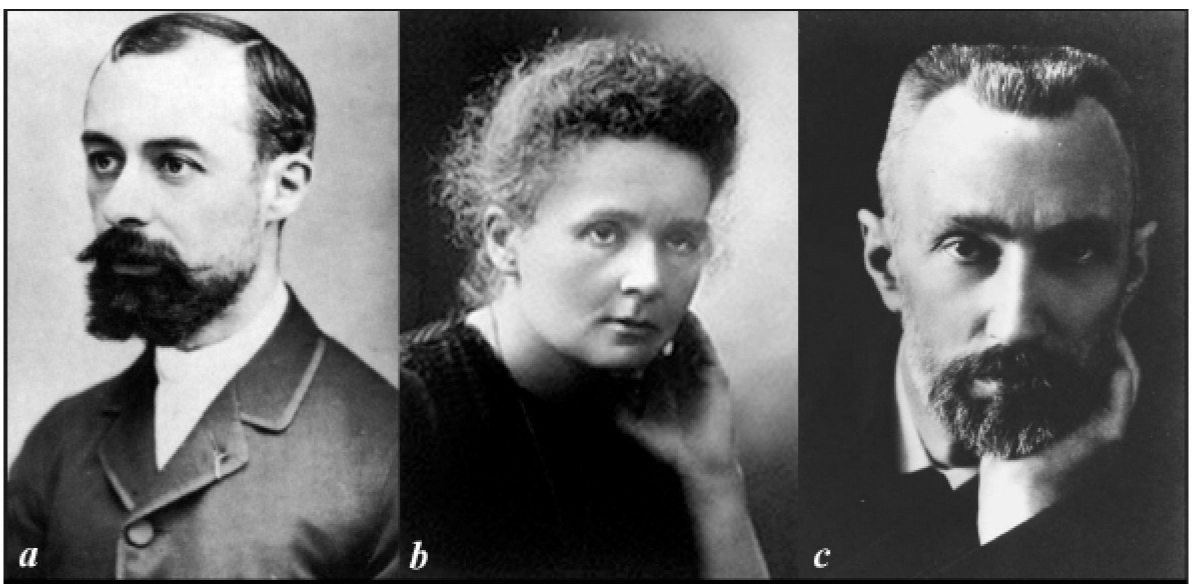


Figura 1.2 – Antoine Becquerel (*a*), Marie Curie (*b*) e Pierre Curie (*c*)

Em 1911, Marie Curie recebeu seu segundo Prêmio Nobel, dessa vez em Química, por seu trabalho de isolamento do elemento rádio. Por essa razão, a propriedade de emissão de partículas por uma amostra de material foi denominada radioatividade. Em homenagem ao casal Curie, a unidade de

medição da atividade de uma amostra radioativa foi batizada de “curie”, sendo que um curie corresponde à atividade de 1 grama do elemento rádio. A unidade curie, apesar da não pertencer ao Sistema Internacional de Unidades, ainda é muito utilizada para medição de atividade radioativa.

Estudos posteriores feitos também por outros pesquisadores, como Nelson Ernest Rutherford, permitiram a descoberta das partículas alfa e beta, a identificação das famílias radioativas e a criação de um método para calcular a energia liberada nas transições radioativas. Rutherford foi laureado com o Nobel de Química em 1908, sendo ainda responsável pela descoberta do núcleo atômico em 1911.

Outras importantes descobertas para o estudo das radiações devem ser citadas, como o descobrimento por Niels Bohr em 1919 da transmutação induzida produzida através do bombardeio do nitrogênio por partículas alfa gerando átomos de oxigênio e detectando os prótons. Bohr anunciou ainda a hipótese da existência dos nêutrons, tendo sido laureado com o Prêmio Nobel de Física em 1922 por seu trabalho relacionado à estrutura atômica. A comprovação da existência dos nêutrons foi confirmada por James Chadwick em 1932, que recebeu o Prêmio Nobel de Física em 1935 por essa descoberta.

Nesse mesmo período em que o nêutron era descoberto por Chadwick, Irène Juliot-Curie, filha de Pierre e Marie Curie, e seu marido, Frédéric Juliot, observaram o processo de decaimento do nêutron. O casal Juliot-Curie, utilizando nêutrons para bombardear núcleos atômicos, descobriu como gerar novos núcleos radioativos. A descoberta da radioatividade artificial foi de grande importância para o controle dos processos que envolvem as radiações, e por essa descoberta o casal Juliot-Curie recebeu o Prêmio Nobel de Química em 1935.

No ano de 1928 houve a criação do Comitê Internacional de Raios X e Radioproteção, o qual foi depois transformado, em 1950, na Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP).

À medida que a radiação de raios X, ou de fonte natural, foi incorporada à área da Saúde, a engenharia biomédica desenvolveu uma aparelhagem típica capaz de permitir tal incorporação. As aplicações das radiações nos processos

de diagnóstico e de terapia são ferramentas imprescindíveis para a atividade clínica.

Atualmente, a radiologia médica engloba setores de radiodiagnóstico convencional, mamografia, tomografia computadorizada, densitometria óssea, medicina nuclear e radioterapia, entre outras técnicas. Essas aplicações são abordadas em várias sessões desta obra, além de outros métodos diagnósticos que, embora não tenham como princípio de funcionamento a radioatividade, são complementares aos anteriores, preenchendo lacunas por eles deixadas, como a ressonância magnética e a ultrassonografia.

1.2 A estrutura da matéria

A menor partícula da matéria foi pelos gregos denominada “átomo”, termo que significa “indivisível”. Essa partícula era considerada sólida, de tamanho tão reduzido que era invisível, estava em movimento, e por isso era cercada de vazios.

Em 1912, Rutherford descobriu o núcleo atômico e propôs um modelo em que a massa estava concentrada num núcleo de tamanho muito reduzido e os elétrons orbitavam em torno dele como os planetas ao redor do Sol. Em 1913, Niels Bohr criou um modelo novo do átomo levando em consideração a estabilidade atômica. Nesse modelo, as órbitas dos elétrons são particularizadas e, ao saltar de uma órbita a outra, esse elétron captaria ou emitiria luz. A figura 1.3 apresenta os modelos de Rutherford e de Bohr, sendo modelos simplificados para representar a natureza da matéria.

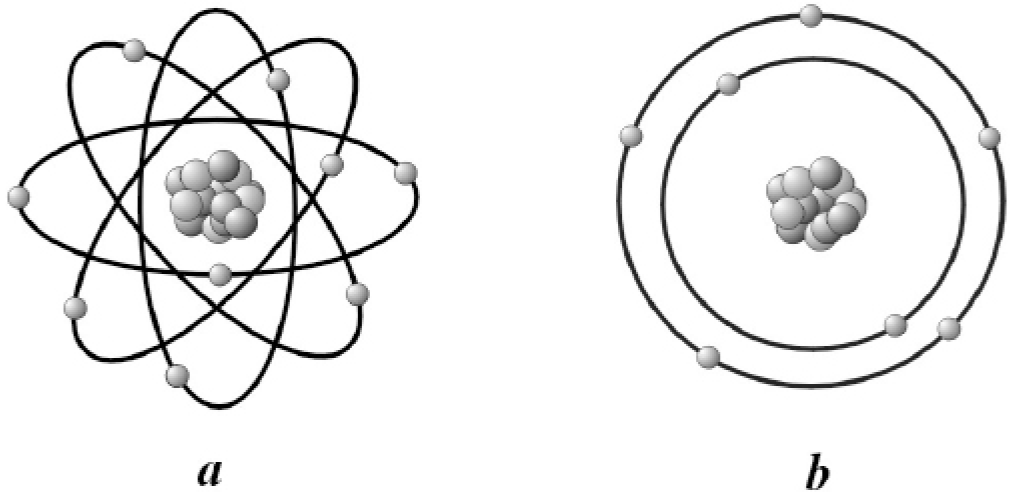


Figura 1.3 – Modelos atômicos de Rutherford (*a*) e de Bohr (*b*)

Atualmente se sabe que toda matéria é constituída por átomos ou por uma associação de átomos denominada molécula. O átomo pode ser dividido e, apesar de sua estrutura nunca ter sido completamente registrada, vários modelos físicos foram criados para representá-lo.

Existem átomos diferentes e uma substância formada por um único tipo de átomo apresenta propriedades químicas típicas do elemento químico que a compõe. O composto químico é uma substância formada por um único tipo de molécula. Assim, a constituição da matéria pode ser resumida da seguinte maneira:

- Cada elemento químico corresponde a um átomo distinto
- Todas as substâncias são constituídas por moléculas e as moléculas são constituídas por átomos
- Átomos de um mesmo elemento são quimicamente iguais e moléculas de uma mesma substância pura são iguais
- A molécula de uma substância simples é constituída por um ou mais átomos de um mesmo elemento e a molécula de uma substância composta é constituída por pelo menos dois átomos de elementos distintos

No modelo atômico moderno os elétrons encontram-se na eletrosfera, que é uma região externa ao núcleo, em constante movimentação, e os prótons e

nêutrons que se encontram no núcleo estão em constante oscilação associados a outras subpartículas. O conhecimento de física atômica é fundamental para o entendimento da radiação, da radioproteção e dos processos que descrevem a interação de partículas com a matéria.

1.3 Partículas fundamentais do átomo

A física dos materiais é originada de uma série de combinações de diversas partículas subatômicas fundamentais e a cada dia, mais e mais, se descobre a respeito do comportamento dessas partículas. O átomo é constituído por um núcleo central de diâmetro muito pequeno, da ordem de 10^{-14}m, onde se concentra praticamente toda a sua massa. Existe uma zona externa ao núcleo de diâmetro maior, da ordem de 10^{-10}m, denominada "eletrosfera". As partículas fundamentais que constituem o átomo são o próton, o nêutron e o elétron.

O próton é uma partícula que apresenta massa, possui uma carga positiva e está localizado no núcleo do átomo. O próton é uma partícula estável, ou seja, não se desintegra de maneira espontânea. O elétron é uma partícula que apresenta uma massa desprezível – cerca de 1.840 vezes menor que a massa do próton – e possui uma carga negativa de igual magnitude à do próton. O elétron foi a primeira partícula subatômica a ser descoberta e é uma partícula estável mesmo fora da estrutura atômica.

Cada elétron presente na eletrosfera de um átomo está vinculado ao núcleo por uma força de atração devido à sua carga negativa, à carga positiva do núcleo. Os elétrons de uma mesma camada eletrônica encontram-se acoplados devido ao momento magnético que apresentam denominado "spin". A energia dedicada a manter a conexão elétron-núcleo é denominada "energia de ligação do elétron" e o valor da energia de ligação eletrônica depende da característica do núcleo do átomo e da posição que o elétron ocupa nas subcamadas orbitais da eletrosfera.

O nêutron é uma partícula pertencente ao núcleo do átomo que apresenta uma massa ligeiramente maior que a massa do próton e não possui carga, ou

seja, é eletricamente neutro. O nêutron não é uma partícula estável, exceto quando está em um núcleo atômico. Quando está livre, desintegra-se rapidamente em um próton e um elétron. A tabela 1.1 apresenta as massas das principais partículas atômicas.

Tabela 1.1 – Características das partículas atômicas

Partícula	Massa (kg)	Massa (u)
Próton	$1{,}672622.10^{-27}$	1,007276
Nêutron	$1{,}674927.10^{-27}$	1,008665
Elétron	$9{,}109382.10^{-31}$	$5{,}485799.10^{-4}$

1.4 A estrutura atômica

Há algum tempo sabe-se que um bloco de matéria é constituído de átomos. O átomo possui um pequeno núcleo, onde se concentra a sua massa de prótons e nêutrons, e é rodeado por uma nuvem de elétrons negativos que se movem rapidamente. O número de prótons contidos no núcleo do átomo é conhecido como número atômico do átomo e representado pela letra Z.

Um átomo neutro possui em sua nuvem eletrônica o número de elétrons igual ao número de prótons e, nessa condição, apresenta-se eletricamente neutro. O número atômico identifica os vários elementos químicos existentes. O hidrogênio (H) possui um próton em seu núcleo Z=1, o hélio (He) possui dois prótons Z=2, o lítio (Li) possui três prótons Z=3, e assim sucessivamente. Veja o exemplo apresentado na figura 1.4.

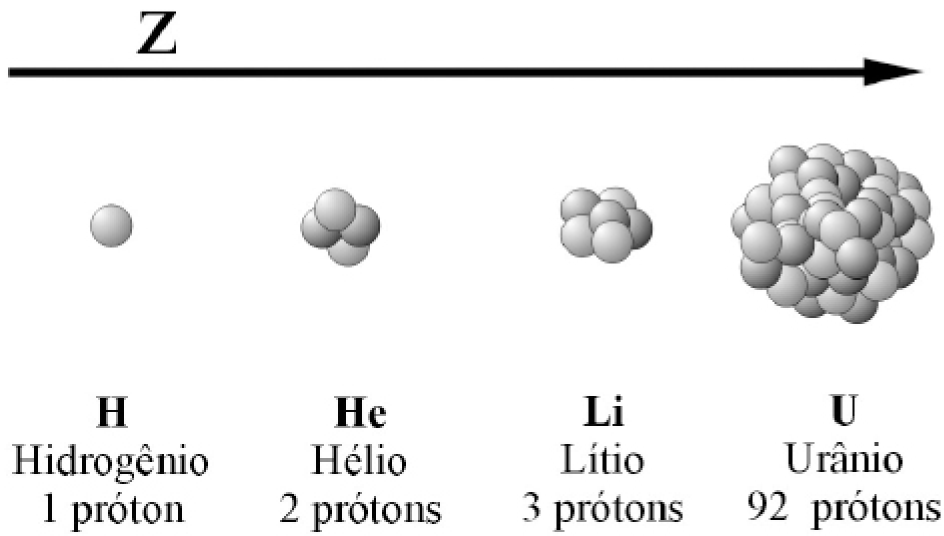


Figura 1.4 – Elementos químicos naturais

O número de nêutrons contidos em um núcleo atômico é representado pela letra N e o número de massa atômica representado pela letra A, sendo que o número de massa atômica é obtido pela soma dos núcleons (prótons mais nêutrons), conforme definido pela equação 1.1. Por exemplo, o núcleo do carbono-14 contém seis prótons e oito nêutrons. Observe que dizer que o carbono possui seis prótons é uma redundância, pois todo átomo que possui seis prótons no núcleo é de carbono. Veja no exemplo apresentado na figura 1.5 a representação usual para o núcleo de carbono-14.

$$A = Z + N \tag{1.1}$$

O núcleo atômico é caracterizado pelo número de prótons (Z) e pelo número de nêutrons (N). Os diferentes núcleos podem ser representados pelo símbolo do elemento com seu número de massa sobrescrito à esquerda. Podem ser classificados em: isótopos, isótonos, isóbaros e isômeros.

Dois núcleos atômicos são considerados isótopos quando possuem o mesmo número de prótons (Z). A carga nuclear determina as propriedades químicas do átomo, pois define como os elétrons se distribuem nas órbitas da eletrosfera e como um átomo interage quimicamente com outros átomos. Assim, núcleos isótopos pertencem a um mesmo elemento químico e apresentam as mesmas propriedades químicas. Por exemplo, o carbono

apresenta-se na natureza em três isótopos: o ^{12}C, ^{13}C e o ^{14}C, todos com seis prótons, mas com número de nêutrons diferentes: seis, sete e oito respectivamente. Esses três átomos apresentam seis elétrons na eletrosfera, quando neutros, e apresentam as mesmas propriedades químicas. Por isso cada um desses átomos pode combinar com dois átomos de oxigênio para formar a molécula de gás carbônico (CO_2).

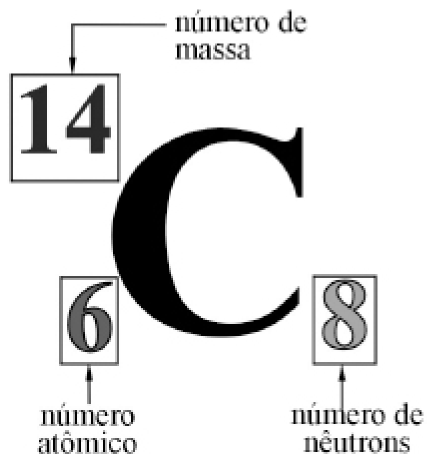


Figura 1.5 – Representação do Carbono-14

Os núcleos que apresentam o mesmo número de massa atômica (A) são denominados "isóbaros". Como os isóbaros possuem número de prótons diferentes, apresentam propriedades químicas diferentes e, consequentemente, pertencem a elementos químicos diferentes. No entanto, apresentam propriedades nucleares semelhantes, uma vez que têm o mesmo número de núcleons (prótons mais nêutrons). Um exemplo de núcleos que são isóbaros, com número de massa 18, é: o oxigênio-18 e o flúor-18 (^{18}O e ^{18}F).

Dois núcleos atômicos são considerados isótonos quando possuem o mesmo número de nêutrons, e são considerados isômeros quando possuem o mesmo número atômico e de massa e se encontram em diferentes níveis de energia.

Assim, todos os núcleos de um dado elemento são isótopos entre si, também conhecidos como isótopos do elemento. Na figura 1.6 são apresentados os três núcleos, ou isótopos do hidrogênio. O hidrogênio apresenta-se na natureza com os isótopos ^{1}H, que possui o núcleo com apenas

um próton; ^{2}H, também denominado deutério, ou hidrogênio pesado, que possui o núcleo com um próton e um nêutron; e o ^{3}H, também denominado trítio, que possui um próton e dois nêutrons em seu núcleo. Dessa forma, o átomo de hidrogênio pode se apresentar como hidrogênio leve, deutério, ou trítio.

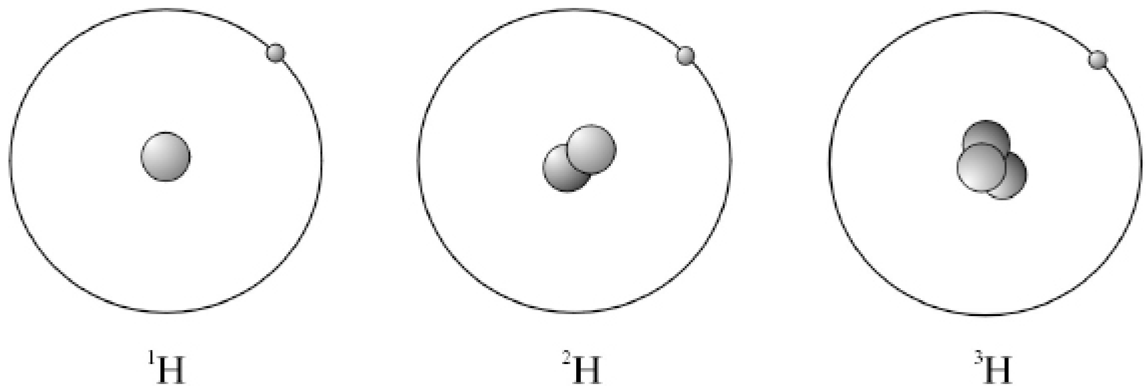


Figura 1.6 – Isótopos do Hidrogênio

A massa atômica de um átomo, dada em unidade de massa atômica (u), é definida como a massa de um átomo neutro em gramas (g) em relação à massa do átomo neutro de carbono-12 em gramas vezes 12. A massa atômica do ^{12}C é arbitrariamente definida como exatamente 12u, sendo usada como padrão para obtenção das demais massas atômicas dos diferentes átomos dos elementos químicos. A equação 1.2 é utilizada para o cálculo da massa atômica em u de um átomo qualquer, onde é massa atômica do átomo cuja massa se deseja calcular e é a massa do carbono-12.

$$m_X(u) = 12.\left(\frac{m_X(g)}{m_{^{12}C}(g)}\right) \qquad 1.2$$

Uma vez que os elementos são frequentemente encontrados na natureza em um determinado número de isótopos, a massa atômica de um elemento apresentada na tabela periódica é obtida pela média ponderada das massas atômicas de seus isótopos estáveis em relação à sua abundância, conforme definido na equação 1.3, onde m_A é a massa atômica natural, m_i é a massa atômica do isótopo estável, e γ_i é o percentual de abundância do isótopo

estável. Os núcleos estáveis são núcleos atômicos capazes de permanecer com sua estrutura atômica e não se modificam espontaneamente.

$$m_A = \sum \frac{\gamma_i . m_i}{100} \qquad 1.3$$

A tabela 1.2 apresenta os isótopos estáveis de alguns elementos encontrados na natureza com o respectivo número atômico, a sua abundância dentro da população total do elemento, a massa atômica do isótopo e a massa atômica natural do elemento correspondente.

Tabela 1.2 - Características de Isótopos

Número atômico	Núcleo	Abundância (%)	Massa atômica (u)	Massa atômica natural (u)
1	^{1}H ^{2}H	99,985 0,015	1,007825 2,014101	1,007976
3	^{6}Li ^{7}Li	7,42 92,58	6,015122 7,016004	6,941000
5	^{10}B ^{11}B	19,6 80,4	10,012937 11,009295	10,811000
6	^{12}C ^{13}C	98,89 1,11	12,000000 13,003343	12,011100
7	^{14}N ^{15}N	99,63 0,37	14,003074 15,000108	14,006740
8	^{16}O ^{17}O ^{18}O	99,759 0,037 0,204	15,994914 16,999131 17,999161	15,999400

Para calcular a massa atômica natural do oxigênio utilizam-se as massas atômicas e as abundâncias de seus três isótopos estáveis: ^{16}O, ^{17}O e ^{18}O. De acordo com os dados contidos na tabela1.2, pode ser feito o cálculo:

$$m_{A(O)} = \frac{99{,}759.15{,}994914 + 0{,}037.16{,}999131 + 0{,}204.17{,}999161}{100}$$

$$m_{A(O)} = 15{,}9994u$$

Observe que a massa atômica natural do oxigênio é ligeiramente maior do que a massa atômica do isótopo ^{16}O. Devido à grande abundância do ^{16}O em relação à totalidade dos átomos de oxigênio, a contribuição dos isótopos mais pesados na composição da massa atômica natural é pequena. Em outras palavras, a massa atômica natural corresponde à massa atômica média encontrada na natureza em uma população de átomos. A massa molecular de uma dada molécula é obtida pela soma das massas atômicas naturais dos átomos que compõem essa molécula. Assim, a massa molecular da água (H_2O) é dada pela soma de duas vezes a massa atômica natural do hidrogênio mais uma vez a massa atômica natural do oxigênio.

$$m_{A(H_2O)} = 2.1{,}007976 + 1.15{,}4994$$

$$m_{A(H_2O)} = 18{,}015346u$$

1.5 As radiações ionizantes

Um átomo está em equilíbrio quando seus elétrons e seus núcleons (prótons e nêutrons) se encontram em orbitais estacionários, ou seja, orbitais nos quais essas partículas encontram-se em equilíbrio. Quando o átomo atinge um estado de desequilíbrio energético, no seu núcleo, ou em sua eletrosfera, poderá buscar o equilíbrio através de uma reorganização de suas partículas (prótons, nêutrons e elétrons).

O desequilíbrio da eletrosfera pode gerar uma transição eletrônica que consiste na perda de uma pequena quantidade de energia pela emissão de um fóton luminoso ou uma perda maior de energia através da emissão de um fóton X. O desequilíbrio nuclear pode gerar uma transição nuclear que ocorre pela reorganização do núcleo, quando os núcleons (prótons e nêutrons) se

reorganizam nos níveis orbitais disponíveis e, nesse caso, o núcleo instável busca um estado de menor instabilidade.

Existem núcleos que são instáveis na natureza, ou seja, tendem a se transformar espontaneamente sem uma ação externa buscando um estado de menor instabilidade ou um estado estável. Esses núcleos instáveis, ou radioativos, são denominados "radionuclídeos" ou "radioisótopos" (isótopos radioativos de um dado elemento) e tendem a mudar espontaneamente para um estado de menor instabilidade através da emissão de partículas ou fótons. As partículas emitidas pelos radionuclídeos naturais, na busca de um estado de menor instabilidade, são as partículas alfa (α) e beta (β), além dos fótons gama (γ). O trítio é um radioisótopo do hidrogênio e busca sua estabilidade através da emissão de uma partícula beta.

A radiação é a transmissão de energia de um sistema para outro por meio de ondas eletromagnéticas (calor, luz visível, raios ultravioleta, raios X, raios gama) ou de partículas dotadas de massa (raios alfa, raios beta, nêutrons, prótons, elétrons). De acordo com o efeito que produz na matéria, pode ser classificada em ionizante e não ionizante, sendo que a radiação ionizante é aquela que ioniza a matéria quando com ela interage, podendo produzir danos em organismos vivos.

A partícula alfa é carregada positivamente, sendo que cada partícula é composta de dois prótons e dois nêutrons, como um núcleo do átomo de hélio (He). A partícula beta, ou beta-menos (β^-), possui as características de um elétron, e os raios gama (γ) não apresentam massa nem carga, sendo caracterizados por pacotes de energia emitidos pelo núcleo atômico denominados fótons. Os fótons gama são uma emissão de energia eletromagnética. A emissão gama geralmente ocorre após a emissão de uma partícula alfa ou de uma partícula beta.

Todos os elementos químicos apresentam pelo menos um radioisótopo e os elementos com número atômico maior que 83 possuem somente isótopos radioativos. Todo elemento químico com número atômico menor ou igual a 83 possui pelo menos um isótopo estável – à exceção do tecnécio, que tem número atômico 43 e não possui isótopo estável. O urânio natural apresenta

três radioisótopos naturais, conhecidos como urânio-234 (^{234}U), urânio-235 (^{235}U) e urânio-238 (^{238}U). Após a descoberta do nêutron, em 1932, foi possível a criação de radioisótopos artificiais, ou seja, isótopos radioativos de elementos que já não existiam no planeta Terra.

Principais radiações ionizantes

As partículas radioativas mais conhecidas são a partícula alfa e a partícula beta. A partícula alfa é composta de dois prótons e dois nêutrons, como um núcleo do átomo de hélio (He), sendo carregada positivamente. Um núcleo radioativo, quando emite uma partícula alfa, perde dois prótons e dois nêutrons, além de uma determinada quantidade de energia que sai na forma de energia cinética da partícula e de recuo do núcleo. O processo de emissão de radiação por um radioisótopo é denominado transição ou decaimento do radioisótopo. Assim, o decaimento de um núcleo qualquer pela emissão de partícula alfa pode ser definido através da equação 1.4.

$$ {}_{z}^{A}X = \alpha + {}_{Z-2}^{A-4}Y \tag{1.4} $$

A partícula alfa (α), por ter grande massa, é emitida por radioisótopos que possuem número de massa elevado. Um exemplo de radioisótopo emissor de alfa ocorre na transição do urânio-238 gerando o tório-234.

$$ {}_{92}^{238}U = \alpha + {}_{90}^{234}Th $$

A partícula beta, ou beta-menos (β^-), possui as características de um elétron e o núcleo atômico emissor de partícula beta-menos se torna mais positivo após a sua emissão, pois perde uma carga negativa. Na reorganização dos núcleons, o número de prótons aumenta de um e o número de nêutrons diminui de um. Assim, a transição de um radioisótopo pela emissão de uma partícula beta-menos pode ser definida através da equação 1.5.

$$ {}_{z}^{A}X = {}_{Z+1}^{A}Y + \beta^- + \bar{\nu} \tag{1.5} $$

A emissão de uma partícula beta-menos é sempre acompanhada pela emissão de um antineutrino ($\overline{\nu}$). Um exemplo de radioisótopo emissor de beta-menos ocorre na transição do cobalto-60 gerando o níquel-60.

$$^{60}_{27}Co = {}^{60}_{28}Ni + \beta^- + \bar{\nu}$$

A partícula beta-mais (β^+) é um pósitron, pois possui a massa de um elétron com carga positiva. O radioisótopo emissor de partícula beta-mais se torna mais negativo após a sua emissão, pois perde carga positiva. Na reorganização dos núcleons, o número de prótons diminui de um e o número de nêutrons aumenta de um. Assim, a transição de um radioisótopo pela emissão de uma partícula beta-mais pode ser definida através da equação 1.6.

$$^{A}_{z}X = {}_{Z-1}^{A}Y + \beta^+ + \nu \qquad 1.6$$

A emissão de uma partícula beta-mais é sempre acompanhada pela emissão de um neutrino ($\overline{\nu}$). Um exemplo de radioisótopo emissor de beta-mais ocorre na transição do rubídio-82 gerando o criptônio-82.

$$^{82}_{37}Rb = {}^{82}_{36}Kr + \beta^+ + \nu$$

A transição de radioisótopos naturais por emissão de beta-mais é pouco comum e, por isso, esse tipo de transição é mais comumente encontrada em alguns radioisótopos produzidos artificialmente. O tipo de transição por emissão de partículas é característica de cada radioisótopo. A transição por emissão de partícula beta-mais concorre com a captura eletrônica. Assim, quando um núcleo instável tem excesso de carga positiva, ele pode buscar um estado de menor instabilidade através da captura de um elétron da camada K. Essa transição pode ser definida através da equação 1.7.

$$^{A}_{z}X + e^- = {}_{Z-1}^{A}Y + \nu \qquad 1.7$$

A captura eletrônica também é acompanhada pela emissão de um neutrino ($\overline{\nu}$). Um exemplo de decaimento por captura eletrônica ocorre na transição do iodo-125 que gera o telúrio-125.

$$^{125}_{53}I + e^- = ^{125}_{52}Te + \nu$$

Outro tipo de transição possível para os radioisótopos é a fissão nuclear. A fissão nuclear ocorre quando um núcleo de número de massa elevado se parte em dois ou três fragmentos, gerando núcleos menores e liberando nêutrons.

Os fótons gama (γ) não apresentam massa nem carga, sendo caracterizados por pacotes de energia eletromagnética emitidos pelo núcleo atômico. A transição gama geralmente ocorre após uma das transições anteriormente descritas: quando o núcleo, após emitir uma partícula, ainda se encontra com excesso de energia. Na transição gama não existe modificação do núcleo a não ser no seu nível energético. Assim, a transição de um radioisótopo pela emissão de um fóton gama pode ser definido através da equação 1.8, quando o núcleo excitado busca um estado de menor instabilidade perdendo energia através da emissão de um fóton gama.

$$^{A}_{Z}X^* = ^{A}_{Z}X + \gamma \qquad 1.8$$

Um caso típico de transição com emissão gama ocorre na transição do molibdênio-99, que emite radiação beta-menos para gerar o tecnécio-99. Com a emissão da partícula beta-menos pelo molibdênio-99, gera-se também o tecnécio-99-metaestável, o qual é um núcleo de tecnécio-99 que se encontra em estado excitado, com excesso de energia. Posteriormente, após algum tempo do decaimento beta-menos, o tecnécio-99-metaestável sofre uma transição por emissão de fóton gama gerando o tecnécio-99.

$$^{99m}_{43}Tc = ^{99}_{43}Tc + \gamma$$

Os fótons X são pacotes de energia eletromagnética como os fótons gama, com a diferença de que os fótons X são originados na eletrosfera do átomo e os fótons gama originam-se na reorganização do núcleo atômico.

Em Física Nuclear e no estudo das radiações, a unidade de medida de energia comumente utilizada é o elétronvolt (eV); esta unidade não pertence a nenhum sistema de unidades, bem como a unidade de massa atômica (u). Normalmente são utilizados os múltiplos do elétronvolt: o quiloelétronvolt

(keV) e o megaelétronvolt (MeV). O elétronvolt é, por definição, o aumento de energia cinética transmitida a um elétron assim que é submetido a uma diferença de potencial de um volt. Os fótons X possuem pacotes de energia na faixa dos keV, ao passo que os fótons gama costumam ser mais energéticos com pacotes de energia na faixa dos MeV. No entanto, existem fótons gama com energia na faixa dos keV.

A figura 1.7 apresenta o espectro eletromagnético com as características de frequência e comprimento de onda. A energia de um fóton está diretamente relacionada à frequência do fóton; assim, quanto maior a frequência do fóton, maior é o seu pacote de energia e menor o seu comprimento de onda.

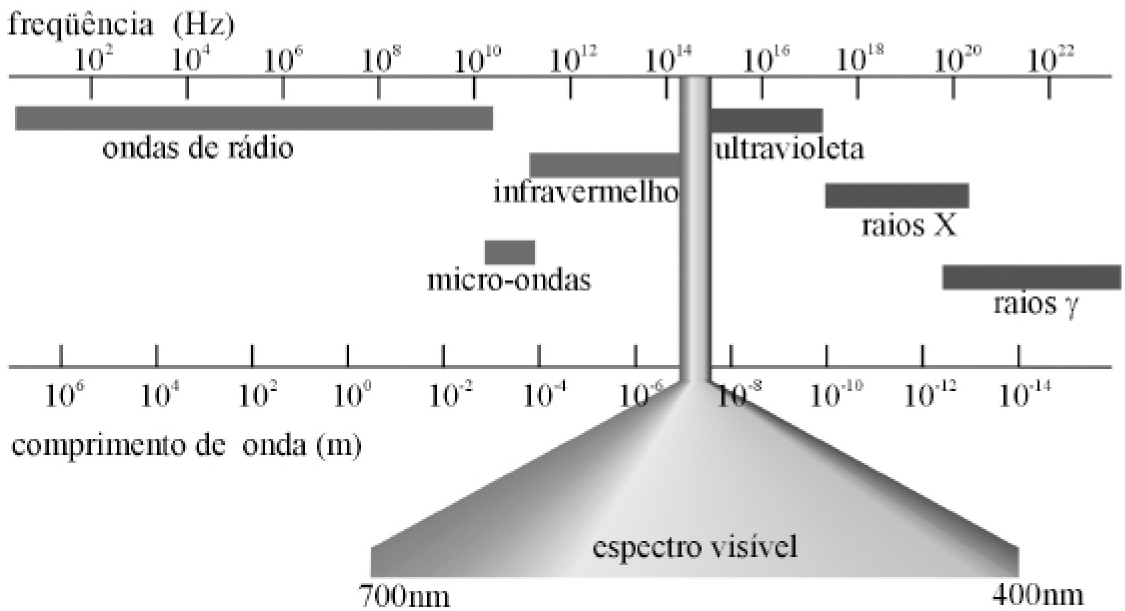


Figura 1.7 – Espectro eletromagnético

Radioisótopos naturais e artificiais

Os radioisótopos naturais são núcleos radioativos que existem na natureza e ocorrem desde a época da formação do planeta Terra. No entanto, muitos radioisótopos que existiram durante a formação do planeta já decaíram e desapareceram. Os radioisótopos naturais ainda existentes geram uma radiação denominada radiação de fundo que é complementada pela radiação que vem do espaço e atinge a atmosfera terrestre.

Em uma amostra radioativa existe um número finito de átomos radioativos que à medida que transmutam deixam de ser radioativos. Para se avaliar a quantidade de radiação que uma amostra emite pode-se medir a sua atividade. A determinação da atividade de uma amostra radioativa é feita através da medição do número de partículas ou fótons que ela emite por unidade de tempo. A unidade de medição da atividade é o becquerel (Bq). A atividade de 1Bq corresponde à emissão de uma partícula ou fóton por segundo.

Como as fontes radioativas utilizadas em Medicina apresentam atividades elevadas, comumente são utilizados os múltiplos do becquerel: o megabecquerel e o gigabecquerel. O becquerel é uma unidade do Sistema Internacional, assim como são o metro para medir distância e o segundo para medir tempo. No entanto, existe outra unidade de medição de atividade e corresponde à atividade de um grama do radioisótopo rádio-226, o qual foi isolado primeiramente por *Marie Curie*. A atividade de um grama de rádio-226 corresponde a $3{,}7.10^{10}$Bq, que equivale a 1Ci. Como essa unidade de medição corresponde a uma atividade alta, a atividade das fontes radioativas utilizadas em Medicina são medidas em submúltiplos do curie, o milicurie (mCi) e o microcurie (µCi). Em Medicina Nuclear utiliza-se um aparelho denominado "curiômetro" para a medição de atividade e sua unidade de medição, obviamente, é o Ci.

À medida que os radioisótopos de uma fonte radioativa vão decaindo, a atividade da fonte vai diminuindo e ela torna-se mais fraca. A variação da atividade ao longo do tempo é definida através da equação 1.9.

$$A = A_o.e^{-\lambda t} \qquad 1.9$$

Onde A é a atividade em um instante qualquer, A_o é a atividade inicial da fonte,é a constante de decaimento do radionuclídeo, e t é o tempo. A figura 1.8 apresenta a curva do decaimento da atividade de uma fonte de iodo-131 com uma atividade inicial de 6MBq.

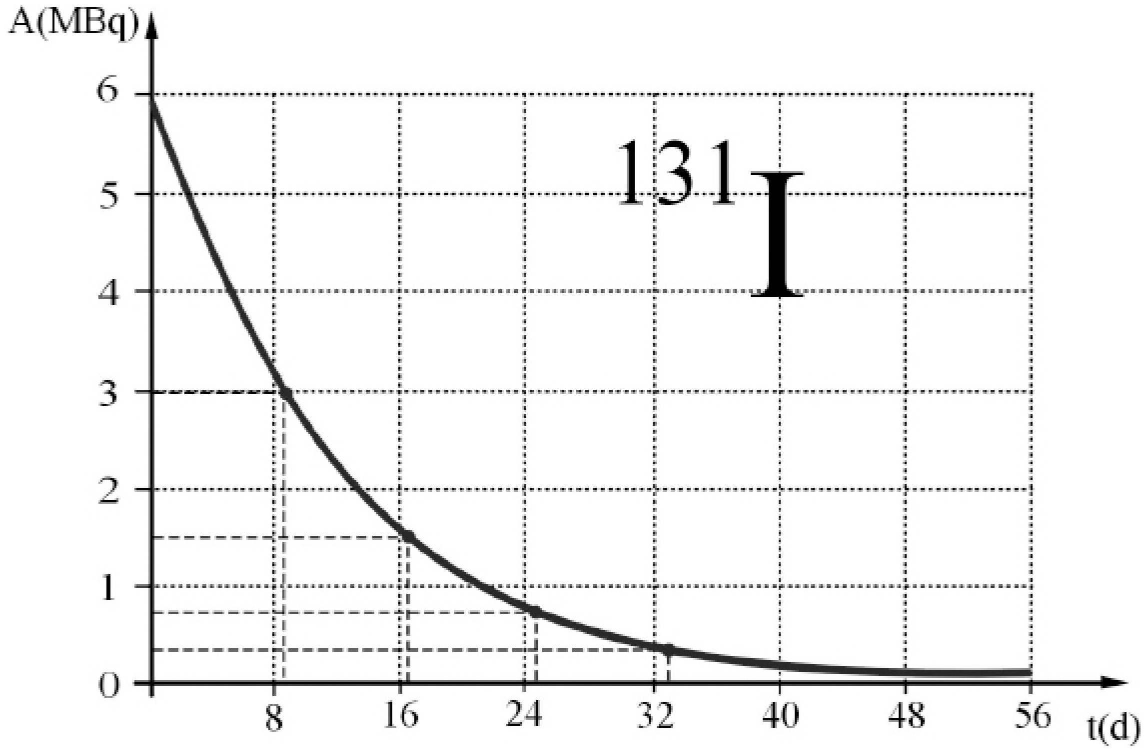


Figura 1.8 – Curva de decaimento de uma fonte de Iodo-131

A diminuição da atividade de uma fonte tem um comportamento de regularidade e o período de tempo necessário para que a atividade de uma fonte caia para a metade de seu valor inicial é definido como período de meia-vida. O período de meia-vida de uma fonte radioativa depende do radioisótopo da fonte. No caso do iodo-131, o período de meia-vida é de 8,02 dias. Isso significa que a cada 8,02 dias a atividade da fonte de iodo-131 cai para a metade do valor. Essa característica pode ser observada através da curva de decaimento da fonte de iodo-131.

A figura 1.9 apresenta três radioisótopos importantes para aplicações em Saúde: o tecnécio-99-metaestável, o iodo-131 e o cobalto-60, que apresentam períodos de meia-vida de 6,01 horas, 8,02 dias e 5,27 anos, respectivamente. Pode-se observar, através da comparação das atividades das fontes, que o decaimento da amostra de tecnécio é muito rápido e, dessa forma, esse tipo de fonte rapidamente se esvai, tornando-se um resíduo comum. Já a fonte de cobalto-60 permanece com atividade elevada durante muitos anos e, por isso, torna-se um material muito mais difícil de ser controlado, demandando maior

cuidado, pois deve ser guardado de forma segura por um período de tempo muito mais longo.

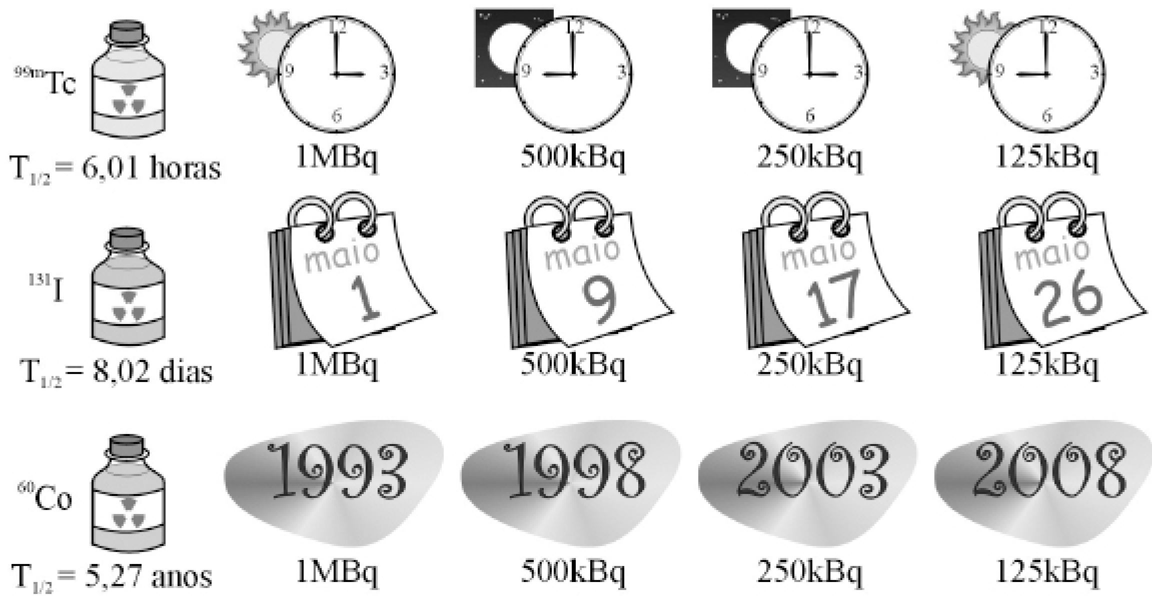


Figura 1.9 – Atividade e período de meia-vida de fontes radioativas.

Tabela 1.3 – Radioisótopos naturais

Núcleo	Radioisótopo	Meia-vida	Decaimento
^{3}H	Trítio	12,33d	β^-
^{14}C	Carbono-14	5.730a	β^-
^{40}K	Potássio-40	$1{,}28.10^9$a	β^-, β^+, CE
^{219}Rn	Radônio-219	3,96s	α
^{235}U	Urânio-235	$7{,}038.10^8$a	α , FS

A tabela1.3 apresenta alguns radioisótopos naturais com seus respectivos períodos de meia-vida e as formas de decaimento que apresentam. Radioisótopos como o potássio-40 e o urânio-235 apresentam um período de meia-vida muito longo e existem desde a formação do planeta Terra. Como são radioisótopos que decaem muito lentamente, uma fonte que concentre esse tipo de radioisótopo é muito perigosa, pois ficará com a atividade praticamente constante durante varias gerações. O radônio-219 apresenta um

período de meia-vida muito curto e, por isso, como outros radioisótopos que possuem períodos de meia-vida curtos, já deveria ter desaparecido do Planeta. No entanto, esse radioisótopo é um produto do decaimento do urânio-235, que é responsável pela geração de mais doze radioisótopos antes de se tornar o chumbo-207, que é estável.

O trítio é um radioisótopo de meia-vida curta que é gerado na alta atmosfera devido à interação da radiação cósmica com o hidrogênio-2 e, por essa razão, existe um equilíbrio entre seu decaimento e sua produção, fazendo com que haja uma quantidade praticamente estável na natureza. Da mesma forma, ocorre a produção do carbono-14 pela interação da radiação cósmica com núcleos de nitrogênio-14.

O homem está exposto permanentemente à radiação de fundo gerada pelos radioisótopos naturais e convive com essa radiação desde seu aparecimento no Planeta. No entanto, essa radiação a que está exposto funciona como um processo de estímulo para o sistema imunológico. O excesso de radiação é capaz de promover alterações que podem prejudicar o organismo humano. Esse excesso de radiação é gerado principalmente pelos exames de radiodiagnóstico e pelo aumento da radiação cósmica que atualmente chega à superfície terrestre, além da radiação gerada pelos materiais radioativos lançados na atmosfera devido a acidentes radioativos e bombas nucleares.

Tabela 1.4 – Radioisótopos artificiais

Núcleo	Radioisótopo	Meia-vida	Decaimento	Aplicações
^{99m}Tc	Tecnécio-99-metaestável	6,01h	γ	Diagnóstico em Medicina Nuclear
^{99}Mo	Molibdênio-99	65,94h	β^-	Produção do ^{99m}Tc
^{18}F	Flúor-18	109,77min	β^+ CE	Diagnóstico por PET
^{192}Ir	Irídio-192	73,83d	β^- CE	Braquiterapia
^{131}I	Iodo-131	8,02d	β^-	Diagnóstico e terapia de tireoide
^{60}Co	Cobalto-60	5,27a	β^-	Teleterapia

Os radioisótopos artificiais são gerados através de reatores nucleares ou de aceleradores de partículas. A tabela 1.4 apresenta alguns radioisótopos artificiais que são utilizados no diagnóstico e tratamento de pacientes, com seus respectivos períodos de meia-vida, formas de decaimento e aplicações. Os radioisótopos utilizados na área de saúde apresentam períodos de meia-vida curtos para que as fontes sejam exauridas rapidamente, visando a diminuir a produção de resíduo radioativo e a probabilidade de acidentes que envolvam esses resíduos.

1.6 Interação das radiações com a matéria

As interações são ações recíprocas entre as radiações e o meio no qual elas se propagam, pois existem ações da radiação sobre o meio e ações do meio sobre as radiações. Uma partícula carregada perde energia como resultado de sua interação com os átomos e moléculas do meio em que se encontra. A energia da radiação pode ser absorvida em qualquer material e produzir nesse corpo determinados efeitos dependendo da característica da radiação incidente, de sua quantidade e das características do meio com o qual interage.

O termo "irradiação" refere-se à exposição de um organismo ou objeto a fontes de radiação. A exposição pode ser externa, como ocorre com o paciente durante a geração de imagem diagnóstica nos aparelhos de raios X, ou interna, pela introdução de material radioativo no corpo. O material radioativo pode ser introduzido no corpo humano ao ser ingerido, aspirado, injetado ou absorvido pela pele. Ele pode ser introduzido, de maneira controlada, nos tratamentos por braquiterapia e para diagnósticos e terapias por Medicina Nuclear. A introdução de material radioativo, de maneira incidental, em um organismo, ou objeto, é também conhecida como "contaminação radioativa", pois nesse caso o corpo torna-se radioativo.

Nos casos de contaminação com material radioativo, este material que penetra no organismo pode se concentrar em determinado órgão e produzir danos localizados. A permanência do material radioativo no organismo depende das reações físico-químicas do elemento químico ao qual o

radioisótopo pertence e de sua interação com o processo fisiológico do tecido ou organismo.

A radiação pode simplesmente atravessar um determinado corpo, sem nenhuma perda de energia, e quando isso ocorre não existe nenhum efeito da radiação sobre esse corpo. Assim, é de grande interesse saber em qual profundidade a radiação penetra no corpo. A figura 1.10 apresenta um esquema de penetração das partículas alfa, beta e da radiação gama na pele humana.

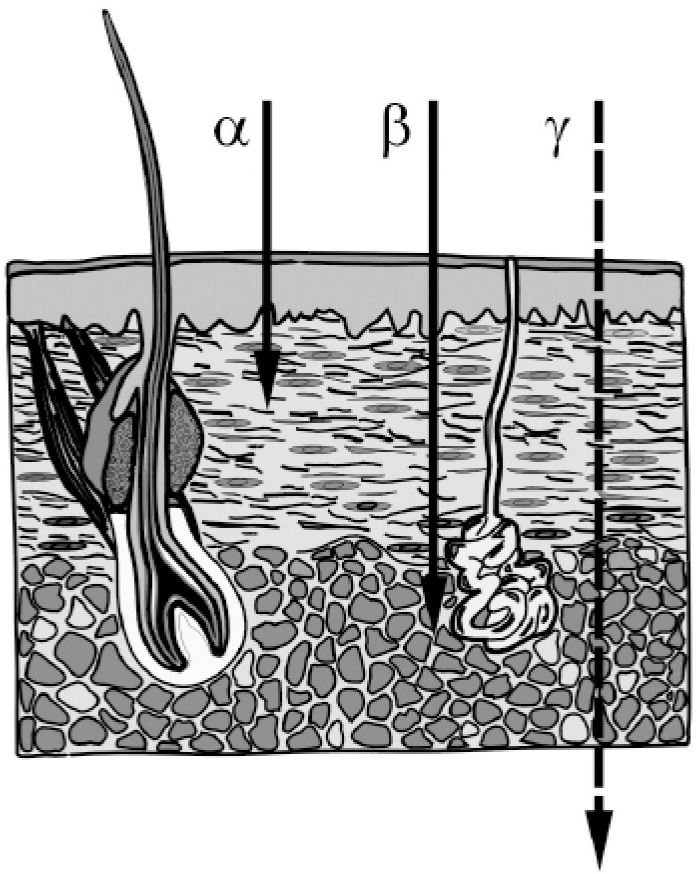


Figura 1.10 – Profundidade de penetração da radiação na pele

A partícula alfa, devido à sua grande massa, penetra em média 0,05mm, a partícula beta penetra cerca de 5mm e os fótons gama são até capazes de ultrapassar a pele sem interagir.

No processo de interação da radiação ionizante com o meio pode ocorrer:

- a excitação dos átomos ou moléculas do meio;

- a ionização dos átomos do meio; e
- a ativação nuclear.

A excitação dos átomos ou moléculas de um meio ocorre pela transição de elétrons da eletrosfera para níveis de energia maiores. Posteriormente, quando a eletrosfera se reorganiza, esses elétrons retornam ao seu nível energético inicial emitindo a energia acumulada sob a forma de luz ou fótons X.

Na ionização, a energia da radiação é transferida à eletrosfera do átomo em quantidade suficiente para a ejeção de elétrons da eletrosfera. Essa transferência de energia resulta na geração de elétrons livres de alta energia e íons positivos no meio irradiado. Caso esse átomo ionizado pertença a uma molécula, sua ionização pode provocar quebras na estrutura molecular, promovendo o aparecimento de radicais livres devido à quebra de ligações químicas. Toda radiação que pode provocar a ionização do átomo é denominada "radiação ionizante".

A ativação nuclear ocorre quando a radiação interage com o núcleo do átomo cedendo uma energia superior à energia de ligação dos núcleons (prótons e nêutrons), gerando um radioisótopo. As energias transmitidas no processo de interação dependem muito das massas das partículas em movimento e por isso podem ser divididas em três grupos:

- partículas pesadas (raios alfa, prótons, íons pesados);
- partículas leves (elétrons e pósitrons);
- radiações eletromagnéticas (raios X, luz, raios gama).

Todas as radiações que transportam partículas carregadas perdem energia pela interação com a matéria essencialmente da mesma forma. Essa interação ocorre principalmente entre as partículas e os elétrons dos átomos do material constituinte da matéria. As forças *coulombianas* de atração e repulsão entre uma partícula carregada e um elétron orbital são suficientemente fortes para excitar este elétron pertencente à eletrosfera de um átomo. Quando a interação promove a liberação do elétron da eletrosfera, é gerado um par de íons: um elétron e um íon positivo.

A radiação corpuscular (que possui massa) perde sua energia pela formação sucessiva de pares de íons, sendo que uma parte da energia é também utilizada

para gerar átomos excitados. Quando a radiação se propaga pelo ar, a energia média necessária para gerar um par de íons é de aproximadamente 35eV. Isso significa que uma partícula com uma energia inicial de 1MeV é capaz de gerar cerca de 30 mil pares de íons no processo de interação com o ar.

Em virtude da grande massa e carga apresentada pela radiação alfa, sua ionização específica é cerca de 25 vezes maior que a da radiação beta-menos, ou seja, a partícula alfa tende a perder sua energia numa trajetória bem menor, sendo por isso menos penetrante. No entanto, a característica de penetração de uma partícula na matéria é também dependente da energia inicial da partícula.

A penetração da partícula carregada em um determinado meio está associada às características da radiação, às características do meio e à energia cinética da partícula. A tabela 1.5 apresenta a penetração média da partícula alfa, do próton e do elétron (β^-) em dois meios distintos, o ar e o alumínio, para valores distintos de energia inicial. Na comparação dos valores de penetração observa-se que quanto maior a energia da partícula, maior é sua penetração; quanto menor a massa da partícula, maior é a sua penetração; e quanto menor a densidade do material absorvedor, maior é a penetração da partícula.

Tabela 1.5 – Penetração comparada de radiações corpusculares

Energia MeV	Penetração média (cm)					
	Partícula α		Próton		Partícula β^-	
	Ar	Al	Ar	Al	Ar	Al
1	0,5	0,0003	2,3	0,0014	314	0,15
5	3,5	0,0025	34	0,019	2.000	0,96
10	10,7	0,0064	117	0,063	4.100	1,96

A partícula beta-mais (pósitron) é um exemplo de antimatéria. Quando a matéria colide com a antimatéria, ocorre a aniquilação de ambas com a conversão de suas massas em energia eletromagnética. Assim, a partícula beta-mais, logo após ser emitida, interage com um elétron provocando a aniquilação

de ambos e gerando dois fótons de 511keV, os quais se propagam na mesma direção e em sentidos opostos. Por essa razão, as fontes emissoras de pósitrons são tratadas como emissoras de radiação eletromagnética, uma vez que o trajeto percorrido pela partícula beta-mais até que haja a aniquilação elétron-pósitron é muito pequeno, pois elétrons são partículas muito abundantes. A figura 1.11 apresenta um esquema com a sequência de ocorrência desse fenômeno de aniquilação elétron-pósitron.

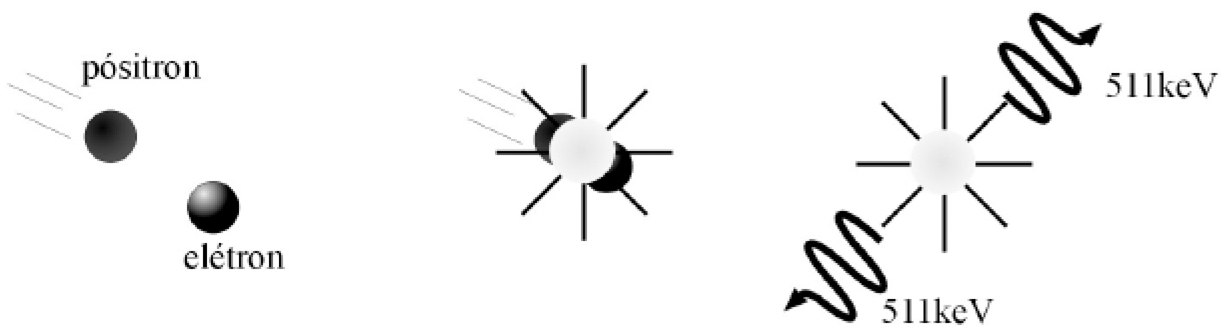


Figura 1.11 – Aniquilação elétron-pósitron

Os nêutrons são gerados devido às reações nucleares, ou devido à fissão de um núcleo pesado. Pelo fato do nêutron possuir uma massa considerável e não possuir carga, ele não interage com a matéria por meio das forças *coulombianas*, que predominam nos processos de transferência de energia para o meio que envolvem as partículas carregadas. O nêutron é uma partícula bem penetrante; quando um nêutron interage, sua interação ocorre com o núcleo do átomo do material absorvedor. Como resultado da interação, o nêutron pode desaparecer, gerando radiação secundária, ou pode perder energia e sofrer modificação no sentido de propagação.

Na interação do fóton com a matéria podem ocorrer dois eventos: a absorção e o espalhamento. Na absorção, o fóton desaparece e toda sua energia é transferida para a matéria. No espalhamento, pode ou não ocorrer a transferência de parte da energia do fóton, para a matéria e o fóton incidente normalmente sai do processo com um sentido de propagação diferente do anterior à interação. Os eventos mais comuns no processo de interação de um

fóton com a matéria são o efeito fotoelétrico, o efeito Compton e a formação de par.

O efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é predominante na interação de fótons de menor energia com átomos de maior número atômico. Esse efeito se caracteriza pela interação de um fóton com a eletrosfera de um átomo e envolve um elétron ligado ao núcleo, o qual é desprendido imediatamente após a interação. Assim, existe um valor mínimo de energia para a qual ocorre a liberação do elétron; se a energia for menor que a energia de ligação do elétron, essa interação não ocorre.

O alcance dos fotoelétrons é de apenas alguns poucos micrometros, de modo que o efeito fotoelétrico é um efeito local, com toda energia do fóton sendo absorvida próximo do ponto de interação. Na reorganização da eletrosfera do átomo-alvo haverá a emissão de um fóton X característico no preenchimento da lacuna deixada pelo elétron orbital ejetado. Para os tecidos biológicos, a energia desse fóton X é muito baixa e ele também será absorvido localmente. A probabilidade de ocorrência de efeito fotoelétrico é muito alta para fótons de baixas energias e diminui consideravelmente com o aumento da energia do fóton incidente.

A probabilidade de absorção de um fóton é muito maior em materiais que apresentam número atômico elevado, por isso o chumbo apresenta alta eficiência para absorver os raios X, pois possui número atômico igual a 82. A absorção do feixe de fótons X em proporções diferentes pelos tecidos possibilita a obtenção de contraste capaz de gerar a imagem. Devido à grande presença de cálcio no tecido ósseo, ao compararmos massas iguais de tecido ósseo e tecidos moles, o tecido ósseo apresenta uma absorção cerca de quatro vezes maior que a apresentada pelos tecidos moles, e para espessuras iguais essa relação é de sete vezes maior devido à maior densidade do tecido ósseo. A figura 1.12 apresenta uma sequência representativa da interação de um fóton X por efeito fotoelétrico.

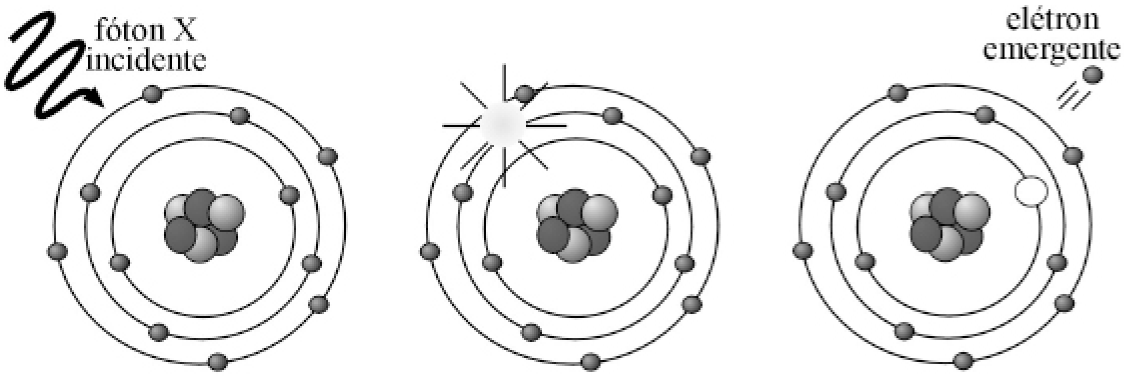


Figura 1.12 – Absorção de um fóton por efeito fotoelétrico

O efeito Compton

A interação dos fótons por efeito Compton ocorre principalmente quando fótons de maior energia interagem com átomos que possuem número atômico pequeno. O fóton, ao interagir com um elétron livre, ou com um elétron fracamente ligado à eletrosfera, cede parte de sua energia para esse elétron. O fóton emergente do processo de interação apresenta menor energia e, consequentemente, maior comprimento de onda e menor frequência de oscilação, e ainda tem a sua trajetória de propagação alterada.

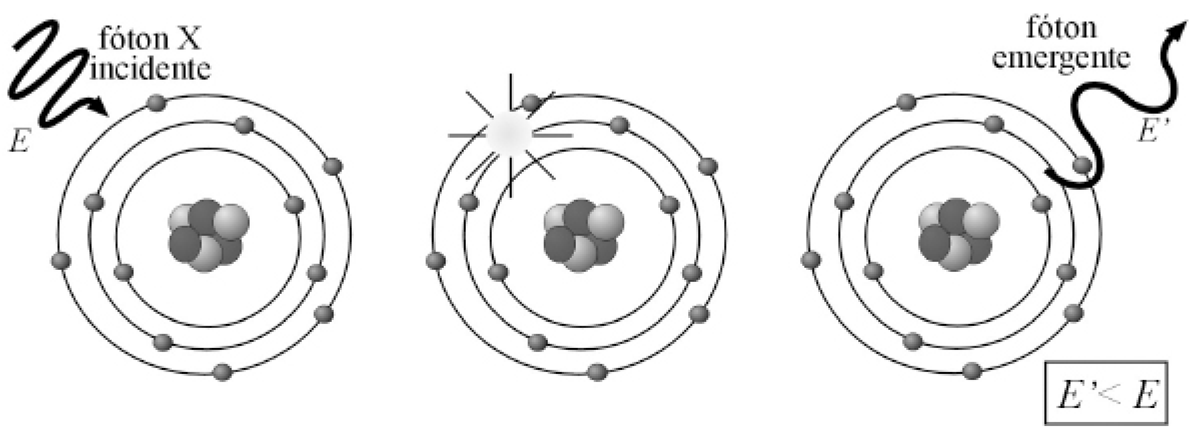


Figura 1.13 – Espalhamento de um fóton por efeito compton

Esse fenômeno é também conhecido como espalhamento Compton, devido à alteração da trajetória do fóton emergente em relação à trajetória do fóton incidente. Diferentemente do efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton não é um efeito local. A figura 1.13 apresenta a sequência da

interação de um fóton X por espalhamento Compton. Nos tecidos humanos, esse é o efeito predominante para fótons na faixa de 100keV a 10MeV.

A formação de par

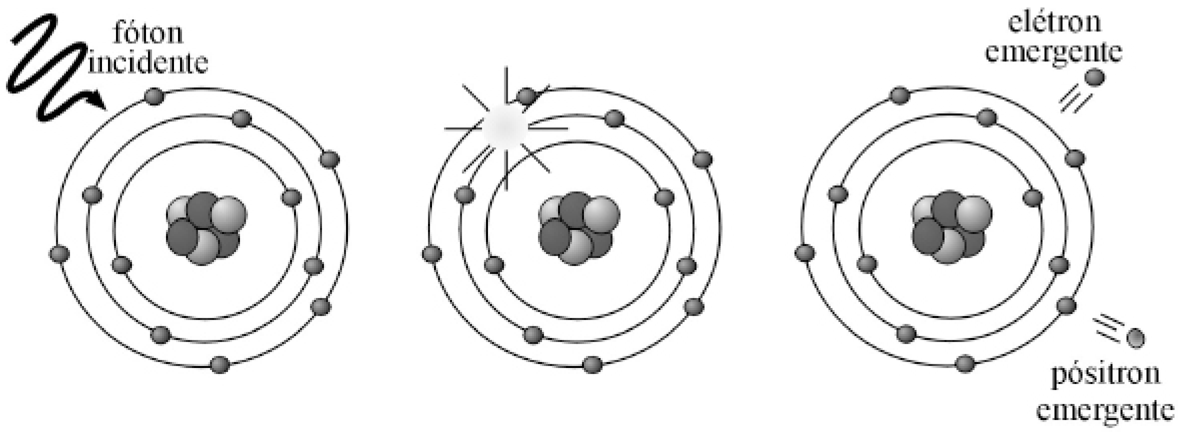


Figura 1.14 – Absorção de fóton para formação de par

A formação de par ocorre quando um fóton é absorvido pelo núcleo atômico e este núcleo ejeta um pósitron (e^+) e um elétron (e^-). A figura 1.14 apresenta uma sequência das etapas de interação do fóton para a formação de par. A formação de par consiste na interação de um fóton de alta energia com um núcleo atômico, e a energia mínima do fóton necessária para que esse evento ocorra é de 1,022MeV, correspondente à energia de massa de dois elétrons (511keV). Portanto, acima desse valor, quanto maior o pacote de energia do fóton, maior a probabilidade de ocorrência de formação de par. O restante da energia do fóton é liberado na forma de energia cinética das partículas ejetadas. Essa energia cinética das partículas será transferida para o meio.

Logo após a geração do par, o pósitron ejetado pelo núcleo interage com um elétron, ocorrendo a aniquilação elétron-pósitron. Esta aniquilação promove a geração de dois fótons de 511keV, correspondentes à energia de massa das partículas desintegradas. Esses fótons se propagam na mesma direção e em sentidos contrários.

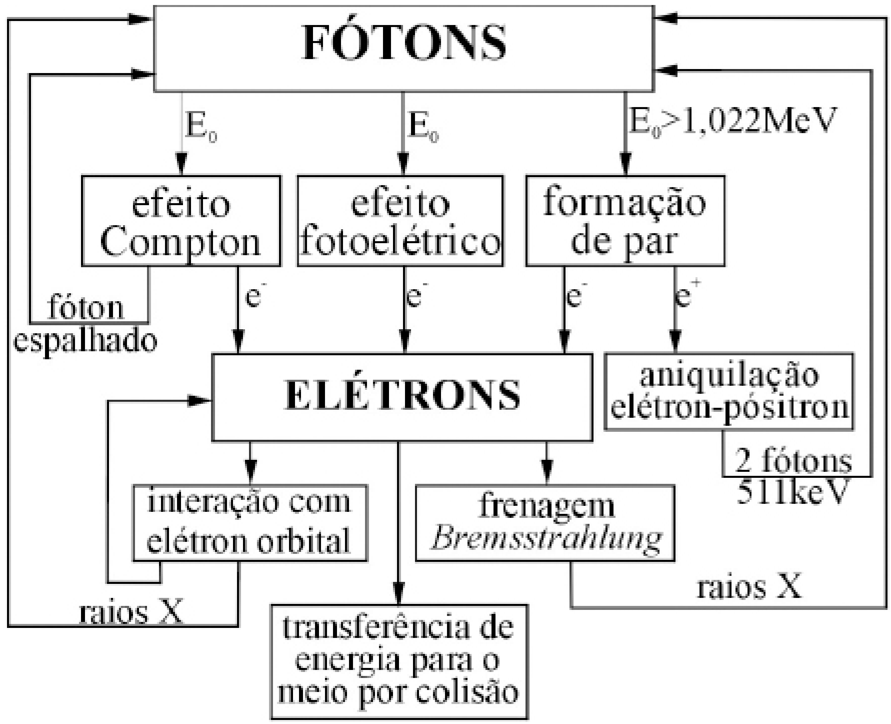


Figura 1.15 – Fluxograma das interações dos fótons com a matéria

O fluxograma apresentado na figura 1.15 resume as possíveis interações dos fótons com a matéria até que haja a transferência de toda a energia que transportam para o meio com o qual interagem.

Tabela 1.6 – Efeitos prováveis da interação da radiação eletromagnética com a água

Faixa de energia	Efeito
Até 50keV	Predomina o efeito fotoelétrico
60 a 90keV	Efeito fotoelétrico e Compton
0,2 a 2MeV	Predomina o efeito Compton
2 a 10MeV	Produção de pares passa a ser representativa
50 a 100MeV	Predomina a produção de pares

1.7 Interação das radiações com os organismos

Os seres vivos são permanentemente irradiados devido às radiações ambientais – a radiação de fundo, originada do cosmos e da crosta terrestre – e aos radioisótopos internos, que são ingeridos através dos alimentos e aspirados. Até o início da era nuclear, as radiações da crosta terrestre eram difusamente distribuídas, exceto em algumas zonas como o Morro do Ferro, em Poços de Caldas, em Minas Gerais, e a praia da Areia Preta, em Guarapari, no Espírito Santo, que apresentavam uma maior atividade. O advento da exploração de jazidas radioativas e a produção de radioisótopos artificiais com os mais variados objetivos implicaram no crescimento dessa radiação de fundo devido aos acidentes radioativos e às explosões nucleares. Além disso, a utilização das radiações ionizantes nos radiodiagnósticos e nas radioterapias tem aumentado de maneira geral a exposição humana.

As radiações ionizantes, ao interagir com átomos que compõem as moléculas da estrutura de um organismo vivo, podem provocar mudanças na organização atômica e na estrutura molecular, se este átomo estiver compondo uma molécula. Essas mudanças químicas podem promover alterações no funcionamento celular e causar danos nos órgãos aos quais essas células pertençam.

As alterações celulares podem tanto causar prejuízos funcionais dos órgãos ou dos tecidos vivos como modificações em sua anatomia, as quais, por sua vez, podem gerar um funcionamento inadequado dos sistemas que compõem o organismo. Dessa forma, pode-se instalar uma série de patologias de repercussão variada de acordo com: a exposição, o tipo de radiação e as características próprias de cada indivíduo; nos casos mais graves pode até haver a evolução do quadro patológico para o óbito. A figura 1.16 apresenta um esquema básico desses efeitos.

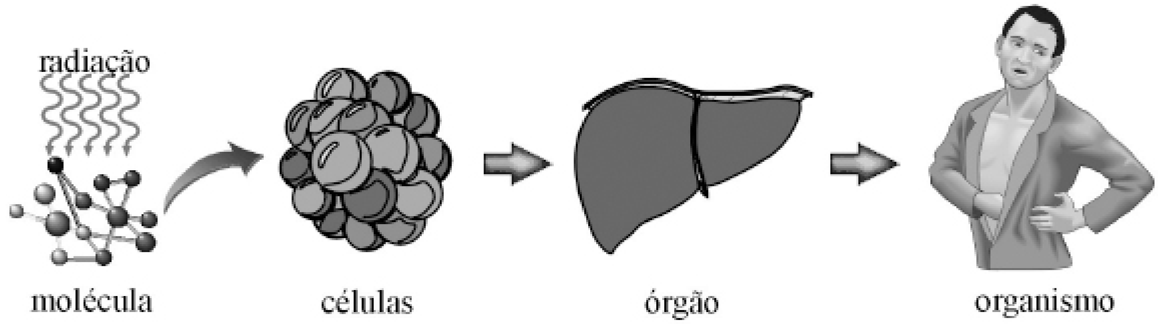


Figura 1.16 – Representação esquemática do efeito da radiação

A célula viva, quando irradiada, pode sofrer danos e estes atingirem a estrutura do DNA. Os danos celulares produzidos podem ser reparados pelos sistemas de proteção da célula; no entanto, se o dano não é reparado adequadamente, a célula pode morrer, pode perder a sua capacidade de reprodução ou pode sofrer uma modificação permanente. A célula modificada pode gerar células-filhas modificadas e eventualmente resultar em um câncer, se for uma célula somática. As células germinativas, originadas das gônadas, podem transmitir aos descendentes informações hereditárias alteradas.

A energia absorvida por uma molécula irradiada pode afetá-la de duas maneiras:

- a molécula, ao receber a energia, pode sofrer uma perda de elétrons de um ou mais de seus átomos, ficando ionizada, conforme a equação 1.10;
- a molécula pode receber essa energia e ficar excitada, ou em nível de excitação, conforme a equação 1.11. Nesse caso não há perda de elétrons pelos seus átomos, mas a energia interna da molécula fica em um nível mais elevado, podendo romper uma de suas ligações químicas.

$$\varepsilon + M = M^{+} + e^{-} \qquad 1.10$$

$$\varepsilon + M = M^{*} \qquad 1.11$$

Esses efeitos podem ocorrer em qualquer molécula irradiada; quando a molécula pertence a uma célula viva, essa célula pode ser modificada. Das moléculas existentes nos organismos celulares, duas são de fundamental importância: a molécula de água, por ser a mais abundante no corpo humano, e a molécula de DNA (ácido desoxirribonucleico), por sua função biológica,

na qual pequenas modificações em sua estrutura podem gerar graves consequências biológicas.

A irradiação da molécula de água provoca a formação de radicais livres de alta atividade química. O aparecimento desses radicais ocorre a partir da excitação ou da ionização da molécula da água, conhecida como radiólise da água. A radiação, ao interagir com as moléculas, provoca a distribuição espacial e temporal da energia por ela cedida. Isso provoca a produção de espécies quimicamente ativas no interior dos tecidos biológicos, tais como: elétrons, íons, radicais livres e novas moléculas. Essas espécies quimicamente ativas interagem com outras moléculas e geram novos produtos.

A geração desses produtos pode ser dividida em três etapas, denominadas pré-difusional, difusional e química. A etapa pré-difusional ocorre em um período de tempo mínimo, da ordem de 10^{-12}s, quando as moléculas excitadas e as moléculas ionizadas apresentam principalmente as seguintes reações:

$$H_2O^* \rightarrow OH^* + H^*$$

$$H_2O^* + H_2O \rightarrow OH^* + H_3O$$

A etapa difusional ocorre em um período de tempo máximo de 10^{-6}s, no qual podem ser observadas as recombinações dos produtos gerados pela radiólise da água e a difusão desses produtos no meio. À medida que esses produtos são difundidos, as recombinações se tornam progressivamente mais escassas. As reações químicas mais comumente encontradas são:

$$OH^* + OH^* \rightarrow H_2O_2$$

$$OH^* + e^- \rightarrow OH^-$$

$$H^* + H^* \rightarrow H_2$$

Na etapa química os radicais altamente reativos podem dar origem a alterações nas moléculas; por exemplo, o radical OH pode modificar uma ligação química de radicais orgânicos do tipo R-H, gerando outros radicais livres – radicais esses prejudiciais à célula viva.

$$RH + OH^* \rightarrow R^* + H_2O$$

$$R^* + OH \rightarrow ROH$$

$$RH + H^* \rightarrow R^* + H_2$$

$$R^* + R' \rightarrow RR'$$

As alterações químicas geram muitos produtos novos que provocam sérios danos às células, tais como a sua morte prematura, o impedimento ou atraso na sua divisão, ou modificação permanente em sua estrutura.

A estrutura orgânica considerada mais suscetível aos efeitos negativos da radiação é o DNA, principalmente devido à potencialização desses efeitos, uma vez que o DNA é o material genético do indivíduo. A figura 1.17 apresenta a dupla cadeia da hélice de DNA e as estruturas moleculares que a compõem, com suas bases nitrogenadas: Adenina (A), Guanina (G), Citosina (C) e Timina (T), além dos açúcares e do radical de fosfato.

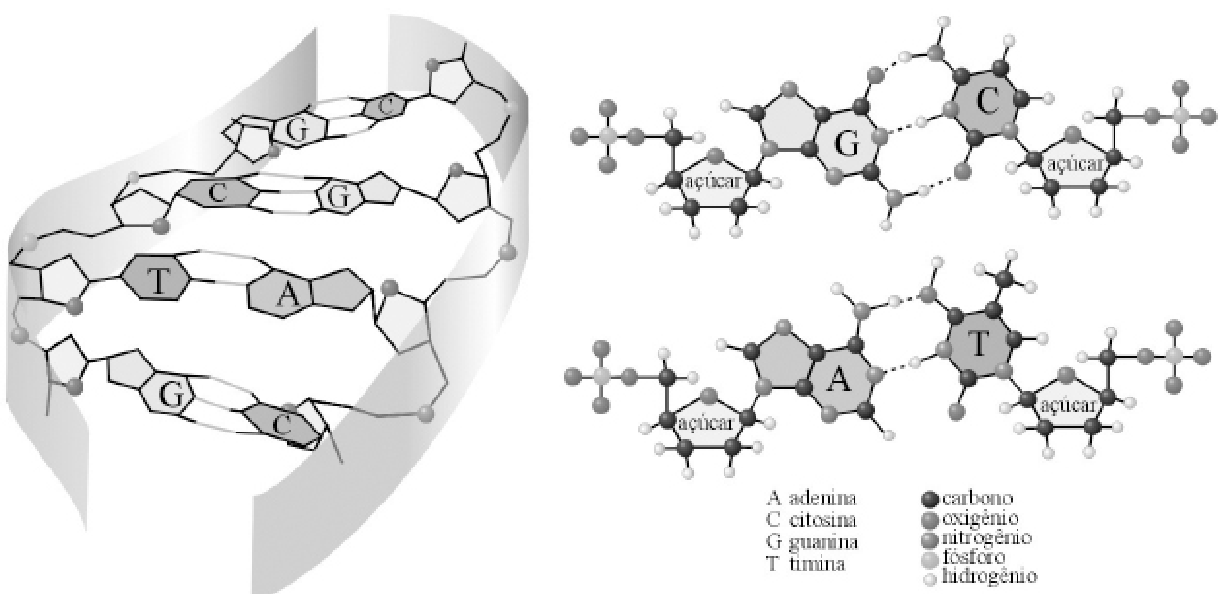


Figura 1.17 – Hélice de DNA e suas estruturas moleculares

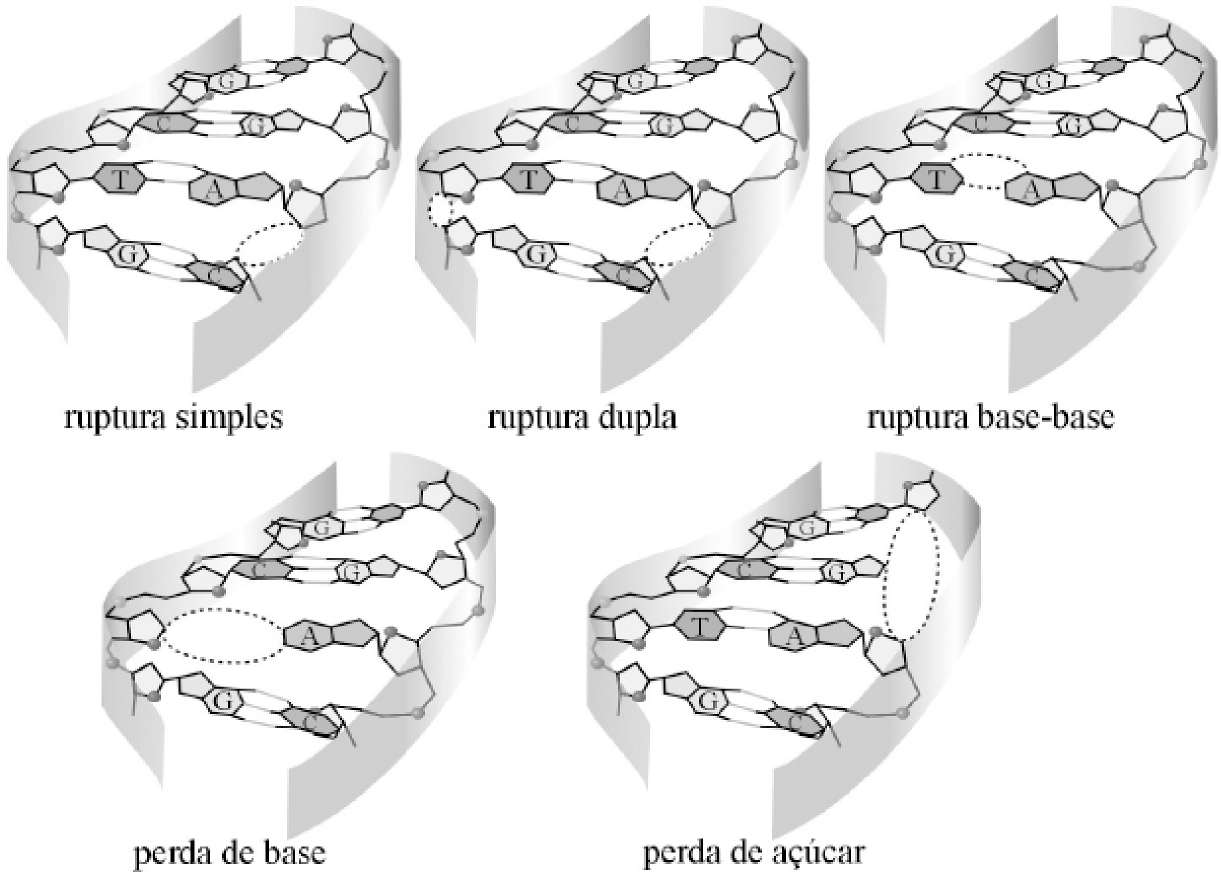


Figura 1.18 – Representação esquemática de lesões provocadas pela radiação sobre a hélice de DNA

As radiações ionizantes podem provocar múltiplas lesões na molécula de DNA, como ruptura de uma ou mais das suas ligações da dupla cadeia, modificações das bases nitrogenadas, ou dos açúcares, ou ainda nas pontes intramoleculares, conforme apresentado na figura 1.18.

As alterações na estrutura do DNA podem ser totalmente reparadas, parcialmente reparadas ou permanecerem sem reparação. A não reparação adequada da hélice de DNA pode inviabilizar a reprodução celular, ou, quando não inviabiliza a reprodução, pode gerar células-filhas com características diferentes daquelas apresentadas pela célula-mãe. Essas células-filhas poderão ter um comportamento fisiológico distinto, capaz de gerar em médio prazo o aparecimento de patologias no organismo, inclusive cânceres.

1.8 Dosimetria das radiações

As radiações ionizantes, ao interagir com a matéria, promovem uma deposição de energia nessa matéria. A dosimetria tem como função determinar a quantidade dessa energia depositada com objetivo de:

- definir normas de proteção para a utilização das radiações ionizantes, tanto para o indivíduo quanto para a coletividade exposta;
- prever os efeitos dos tratamentos em radioterapia, tanto nos tecidos sãos quanto nos tecidos tumorais;
- medir a energia depositada nos tecidos devido à interação das radiações ionizantes utilizadas para fins diagnósticos.

O desenvolvimento dos conceitos de dosimetria e a definição das grandezas específicas capazes de medir os parâmetros para uso em radioproteção têm uma história longa. A Comissão Internacional de Unidades e Medidas para Radiação (ICRU) e a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) são as duas principais organizações que atuam nessa área.

Além das unidades do sistema internacional, existem algumas unidades especiais derivadas que foram definidas com objetivo de facilitar o estudo em Física Nuclear e radioproteção, com as quais é necessário estar familiarizado para o entendimento das normas associadas à proteção contra os efeitos gerados pelas radiações ionizantes. Por essa razão, muitas grandezas podem ser expressas em mais de uma unidade, sendo ainda de uso corrente as unidades que não pertencem ao sistema internacional.

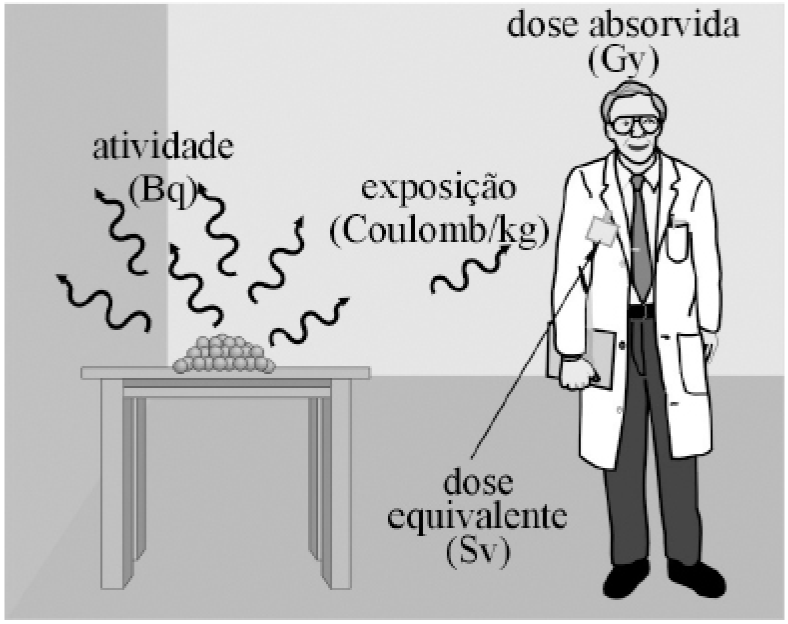


Figura 1.19 – Grandezas radiológicas

As unidades básicas e operacionais são divulgadas mundialmente pela ICRU e as recomendações da ICRP são adotadas mundialmente desde 1971. As grandezas podem ser classificadas em grandezas de limitação de dose primária e grandezas operacionais. A figura 1.19 apresenta algumas dessas grandezas com as respectivas unidades.

As *grandezas de limitação de dose primária* são também conhecidas como grandezas de proteção e estão associadas ao risco devido à exposição, tanto externa quanto interna, a fontes emissoras de radiação ionizante em um evento único que tem o homem como objeto, levando em consideração a qualidade da radiação envolvida no processo e a sensibilidade diferenciada dos órgãos e tecidos expostos. Outros parâmetros podem influenciar o risco dos efeitos biológicos da exposição, tais como a taxa de dose, o gênero, e a idade do indivíduo. Entretanto, esses fatores não são considerados nessas unidades. Esses efeitos são decorrências posteriores às várias limitações de exposição.

As *grandezas operacionais* são grandezas de dose que são definidas para o uso em radioproteção para exposições externas, em monitoração de área ou do indivíduo. Essas grandezas permitem estimar um valor que definirá limites de uma dada exposição de um indivíduo ou ambiente dentro de práticas regulamentadas. As grandezas operacionais são utilizadas para a monitoração

externa nos processos de exposição, uma vez que as grandezas de proteção não podem ser medidas diretamente.

Exposição

A grandeza denominada "exposição" mede a quantidade de ionização produzida pela radiação X ou gama em determinado volume de ar, e é definida em um ponto através da equação 1.12, onde X é a exposição medida em coulomb por quilograma ($C.kg^{-1}$), Q é a carga total de um mesmo sinal contida num volume determinado medida em coulomb (C), e m é a massa medida em quilograma (kg).

$$X = \frac{Q}{m} \qquad 1.12$$

A unidade antiga de exposição adotada em 1928 e ainda muito utilizada é o roentgen (R). O valor de um roentgen foi definido como a exposição gerada por um grama de rádio a uma distância de uma jarda (0,9144m) durante o período de tempo de uma hora, ou seja, um grama do radioisótopo rádio-226 apresentava uma taxa de exposição de um roentgen por hora a uma distância de uma jarda. Por isso, um roentgen equivale a $2,58.10^{-4}$ coulomb por quilograma.

Kerma

A grandeza exposição aplica-se somente a fótons e sua utilização para energias acima de 3MeV é controvertida. O kerma (*kinectic energy released per unit of mass*) é uma grandeza conveniente para uso nas calibrações dosimétricas e pode ser utilizada para nêutrons, sendo obtida através da equação 1.13.

$$K = \frac{E_v}{m} \qquad 1.13$$

Onde K é o kerma medido em gray (Gy), Ev é o somatório das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas não carregadas (radiação indiretamente ionizante) em um material de massa m

medida em joule (J) e *m* é a massa medida em quilograma (kg). Apesar de ser muito utilizado para medidas no ar, o kerma também pode ser utilizado para qualquer material. A unidade do kerma é o gray (Gy) e um gray corresponde a um joule por quilograma ($J.kg^{-1}$).

Dose absorvida

A *dose absorvida* expressa a energia absorvida em um determinado ponto e faz a relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido pela radiação. Mudanças químicas e biológicas nos tecidos expostos à radiação ionizante estão associadas à energia depositada nesse tecido. Essa unidade de medida não está limitada ao ar, sendo definida pela equação 1.14.

$$D = \frac{E}{m} \qquad 1.14$$

Onde *D* é a dose absorvida medida em gray (Gy), *E* é o valor esperado da energia depositada pela radiação ionizante no elemento de massa *m* medida em joule (J), *m* é a massa medida em quilograma (kg).

A unidade antiga de dose absorvida é o rad, um acrônimo de *"radiation absorbed dose"*, sendo que um gray equivale a cem rads. O rad foi definido como a deposição de cem ergs de energia em um grama de matéria. Em regra geral, a Dose Absorvida por um tecido mole exposto a um roentgen de radiação X ou gama equivale a um rad ou 0,01 gray.

As grandezas são utilizadas a fim de determinar limites a serem seguidos para viabilizar a proteção dos indivíduos. Como na maioria dos casos de propagação, o feixe é divergente e promove doses maiores na região mais superficial do objeto irradiado, é útil definir uma dose média em órgãos ou tecidos, conforme equação 1.15.

Tabela 1.7 – Dose absorvida típica em imagens diagnósticas

Imagem	Dose (mGy)
Panorâmica dental	65

Periapical	7
AP de crânio	5
Lateral de crânio	3
AP coluna torácica	7
Lat. coluna torácica	20
AP coluna lombar	10
Lat. coluna lombar	30
Corte TC cabeça	50
Corte TC tórax	30
CC de mama	10

Fonte: ICRP, 2002 adapt.

$$\overline{D} = \frac{E_t}{m} \qquad 1.15$$

Onde $\overline{D}$ a dose absorvida média em gray, E_t é o valor total da energia depositada pela radiação ionizante no tecido ou órgão em joule, e m é a massa do tecido ou órgão em quilograma. A tabela 1.7 apresenta doses absorvidas típicas recebidas por pacientes em exames de radiodiagnósticos.

Dose Equivalente H

A dose absorvida por um órgão é um indicador da probabilidade de efeitos biológicos subsequentes. Entretanto, a qualidade da radiação influencia essa probabilidade. Radiações diferentes podem produzir efeitos biológicos diferentes para uma mesma dose absorvida. Os efeitos biológicos promovidos pelas partículas alfa e pelos nêutrons são bem maiores que os produzidos pela radiação X utilizada em radiodiagnóstico. Assim, a grandeza dose equivalente pondera a dependência entre o efeito biológico e a qualidade (tipo) da radiação, conforme a equação 1.16.

$$H = D.q \qquad 1.16$$

Onde H é a dose equivalente medida em sievert (Sv), D é a dose absorvida medida em gray (Gy), e q é o fator de qualidade da radiação. O fator q faz a relação entre uma dada radiação e a radiação X, sendo igual a um para os raios X, gama e partículas beta com energia de até 30keV. Por isso, o valor numérico da dose equivalente para os exames diagnósticos de rotina é igual à dose absorvida, o que gera dúvidas conceituais em relação a essas grandezas por parte de algumas pessoas. A unidade antiga de dose equivalente é o rem, originada do acrônimo *"roentgen equivalent man"*, sendo que um sievert equivale a cem rems.

A partícula alfa apresenta uma massa considerável e, por essa razão, move-se mais devagar através do tecido; e devido à sua dupla carga positiva, torna-se muito atrativa para os elétrons presentes no meio. Os nêutrons, por sua vez, são também partículas pesadas e, por isso, também se propagam mais lentamente. Por serem eletricamente neutros, não são partículas diretamente ionizantes. Entretanto, os nêutrons provocam uma intensa ionização por promoverem a ejeção de prótons dos núcleos atômicos com os quais interagem e por causarem o recuo de outros núcleos. Por essa razão, o fator q, para essas radiações, varia de 5 a 200.

Dose Efetiva H_E

A Dose Efetiva é obtida pela relação entre a probabilidade de efeitos biológicos relacionados à *Dose Equivalente*. Assim, a grandeza *Dose Efetiva* pondera a dependência do efeito biológico de acordo com o tecido ou órgão que está sendo irradiado, uma vez que existem tecidos que são mais sensíveis aos efeitos da radiação que outros. O valor da dose efetiva é determinado através da equação 1.17.

$$H_E = \sum \omega_T \,.\, H_T \qquad 1.17$$

Onde H_E é a *Dose Efetiva* medida em sievert (Sv), H_T é a *Dose Equivalente* média no tecido ou órgão medida em sievert (Sv), e é o fator de peso do tecido

ou órgão. Um gray de Dose Absorvida não apresenta o mesmo risco, visto que o risco será dependente da região do corpo que foi irradiada.

A tabela 1.8 apresenta os valores típicos de Dose Efetiva recebida pelo paciente na geração de imagens diagnósticas.

Tabela 1.8 – Dose efetiva típica em imagens diagnósticas

Imagem	Dose (mSv)
AP de crânio	0,07
AP de coluna torácica	0,7
AP de coluna lombar	1,3
Corte TC cabeça	2,3
Corte TC tórax	8,0
Enema de bário	7,0
Perfusão pulmonar (^{99m}Tc)	1,0

Fonte: ICRP, 2002 adapt.

A tabela 1.9 apresenta o fator de peso do tecido para alguns tecidos humanos.

Tabela 1.9 – Fator de ponderação para tecidos e órgãos humanos

Tecido ou órgão	ω^T
Gônadas	0,20
Estômago	0,12
Intestino grosso	0,12
Medula	0,12
Pulmões	0,12
Bexiga	0,05
Esôfago	0,05
Fígado	0,05

Mama	0,05
Tireóide	0,05
Superfície óssea	0,01
Pele	0,01
Resto do corpo (por órgão)	0,05

Fonte: ICRP, 2002 adapt.

1.9 Radiobiologia

Estima-se que as fontes de radiação de origem natural são responsáveis por 82% da dose recebida anualmente pela população dos países desenvolvidos. A figura 1.20 apresenta um gráfico com a estimativa da distribuição das fontes radioativas responsáveis pela exposição humana.

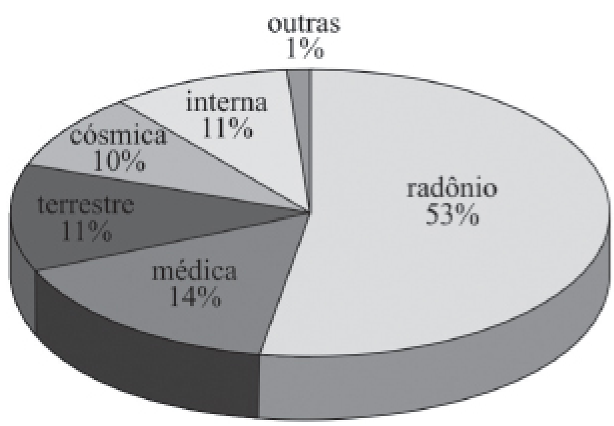


Figura 1.20 – Distribuição das fontes radioativas responsáveis pela exposição humana

O radônio, principalmente seu radioisótopo ^{222}Rn, é a principal fonte geradora de dose em seres vivos, sendo gerado pelo decaimento do rádio (^{226}Ra) existente nas rochas. Por encontrar-se na forma de gás, o radônio pode acumular-se no interior de ambientes fechados e, ao ser inalado através da respiração, possibilita a irradiação interna dos pulmões pela emissão de partículas alfa. Após entrar no organismo e decair, o radônio gera outros

radioisótopos-filhos, que, por sua vez, emitem mais radiação tornando-o assim a principal fonte de irradiação dos seres humanos.

As irradiações de origem médica se devem aos radiodiagnósticos (exames de raios X convencionais, mamografia, tomografia computadorizada etc.), medicina nuclear e processos radioterápicos. As radiações de origem terrestre são radiações gama, originadas dos radioisótopos naturais presentes nas rochas e na atmosfera e de materiais radioativos que se distribuíram na crosta terrestre devido às bombas nucleares e acidentes radioativos. A radiação cósmica é originada principalmente do sol e a radiação interna originada da ingestão de radioisótopos contidos nos alimentos.

As primeiras radiolesões já foram observadas nos primeiros experimentos em que foram usadas fontes radioativas. Assim, Grubbé, que era assistente de Roentgen, apresentou eritema, dor, edema, epilação e ulceração na mão esquerda, cerca de dois meses após a descoberta dos raios X. Essa síndrome passou a ser conhecida como "radiodermite".

Os efeitos produzidos pelas radiações ionizantes se devem à sua ação direta ou indireta sobre uma molécula-alvo. Os efeitos indiretos resultam da formação dos radicais livres geralmente originados da radiólise da água e representam cerca de 80% dos efeitos. Os efeitos diretos são produzidos quando a energia da radiação é absorvida por moléculas biológicas, como o DNA e as proteínas.

Os radicais livres se caracterizam por serem muito reativos. Em virtude de sua grande reatividade, eles podem interferir com o metabolismo dos carboidratos, proteínas e lípides. Além disso, a liberação de prótons hidrogênio reduz o pH do meio, alterando a cinética das reações bioquímicas e até mesmo levando à desnaturação de proteínas e morte celular. Também durante a interação da radiação ionizante com os tecidos podem ser formados radicais peróxidos (H_2O_2) e outros radicais. A resposta à radiólise da água varia de um modo que vai desde a completa recuperação das lesões até a morte celular, dependendo do funcionamento ou não de mecanismos de neutralização desses radicais livres, como a produção das enzimas peroxidase, catalase e peróxido-dismutase.

As emissões radioativas são tão eficientes em lesar os tecidos biológicos porque seus fótons são muito energéticos: são comuns energias na faixa dos megaeletronvolts (MeV) e dos quiloeletronvolts (keV) nas emissões radioativas. A ligação polipeptídica CO-NH da estrutura primária das proteínas tem energia de 3eV, sendo necessárias energias da ordem de 100keV para destruir a estrutura secundária das proteínas.

Os efeitos biológicos das radiações estão presentes em todos os níveis estruturais do organismo, desde o nível molecular até o corpo inteiro eventualmente. É importante ressaltar que essas lesões podem ocorrer simultaneamente em mais de um nível estrutural, ou seja, não há progressão da lesão através dos níveis estruturais do organismo. Em nível molecular, pode ocorrer lesão do DNA através da perda de NH_2, oxidação da ribose ou quebra da cadeia nucleotídica. Ainda nesse nível podemos incluir a lesão mitocondrial com consequente inativação dos processos metabólicos e geração de radicais livres.

A tabela 1.10 apresenta o número médio de lesões ocorridas para cada um gray de dose absorvida pelo núcleo da célula. Além das rupturas no DNA, o processo pode causar conexões extras entre DNA-DNA e entre DNA-proteína. Essas conexões são denominadas "pontes". Apesar do grande número de rupturas que ocorrem, as células possuem mecanismos capazes de reparar a maioria das lesões que aparecem na cadeia de DNA.

Tabela 1.10 – Lesões na cadeia de DNA humano devido à irradiação

Ligações	Número de lesões por gray por núcleo
Ruptura completa da cadeia	40
Ruptura simples da cadeia	500-1000
Perda de base	800-2000
Perda de açúcar	800-1600
Ponte DNA-DNA	30
Ponte DNA-Proteína	50

Fonte: Galle, 1997.

O sistema de reparação funciona graças a um conjunto de enzimas especializadas. Essas enzimas especializadas detectam uma alteração na codificação sequencial da cadeia, eliminam essa alteração e, através de um processo de polimerização, recompõem a parte faltante. Nesses casos, a lesão é totalmente reparada. No entanto, nem todas as lesões podem ser reparadas, e quando isso ocorre, apesar da tentativa de reparação, o DNA da célula irradiada fica permanentemente alterado.

As células podem ser afetadas de várias formas, com perda de sua função, parada de sua mitose e eventual morte. Os tecidos e sistemas também podem ser afetados de vários modos, através da destruição ou proliferação neoplásica dos leucócitos, taquicardia, falência do músculo cardíaco e choque cardiovascular. Além disso, dependendo da forma de irradiação, vários sintomas podem ocorrer em todo o corpo, como alopecia, anorexia, distúrbios gastrintestinais e até morte.

Os efeitos das radiações ionizantes podem ser classificados em somáticos, quando se manifestam no próprio indivíduo irradiado, ou genéticos, quando se manifestam nos seus descendentes. Os efeitos genéticos das radiações podem ocorrer não somente em virtude da lesão do DNA, mas também pela lesão de proteínas.

Os efeitos somáticos das radiações ionizantes podem ser classificados em imediatos, quando ocorrem nos primeiros dois meses da irradiação, ou tardios, quando ocorrem após esse período. Dentre os efeitos tardios das radiações, destacam-se a carcinogênese (sendo mais comuns as neoplasias de pulmões, de mamas, da tireoide e as leucemias), o envelhecimento precoce, a catarata, a depressão do sistema imunológico e as malformações. Assim, os efeitos patológicos provocados pela radiação podem ocorrer rapidamente, em horas, dias ou semanas após a exposição, ou podem demorar meses, ou até anos, para se apresentar.

1.10 Radiossensibilidade humana

Os efeitos da interação da radiação com a célula podem ser divididos em efeitos determinísticos e efeitos estocásticos. Os efeitos determinísticos estão associados às reações dos tecidos vivos, e quando muitas células são afetadas, o tecido pode morrer. Nesses efeitos, a severidade do dano provocado aumenta conforme o aumento da dose e a sua ocorrência pode ser determinada por uma dose limiar, ou seja, uma dose a partir da qual o efeito ocorre. São exemplos de efeitos determinísticos sobre a célula humana: a catarata, a infertilidade e deficiência hematológica. A tabela 1.11 apresenta as doses de referência para ocorrência de alguns danos biológicos em dose única (aguda) e dose anual repetida por vários anos.

Os efeitos estocásticos estão associados ao aparecimento de cânceres e efeitos hereditários. São efeitos que podem se originar de um dano no DNA de uma única célula que é modificada mas não perde a capacidade de reprodução. Em virtude da capacidade do organismo reparar esses danos, esse tipo de efeito apresenta pequena probabilidade de ocorrência e, por isso, ocorre em uma pequena parcela das pessoas irradiadas. No entanto, a probabilidade de ocorrência do dano aumenta com o aumento da dose.

Tabela 1.11 – Comparação do efeito biológico determinístico para dose aguda e anual

Tecido e Efeito	Dose Aguda (Gy)	Taxa de Dose Anual ($Gy.ano^{-1}$)
Testículo	0,15	0,4
Esterilidade temporária	3,5 - 6,0	2,0
Esterilidade permanente		
Ovários	2,5 - 6,0	> 0,2
Esterilidade		
Cristalino	0,5 - 2,0	> 0,1
Opacificação detectável	5,0	> 0,15
Redução da visão (catarata)		
Medula óssea	0,5	> 0,4
Redução da hematopoese		

Fonte: ICRP, 2002 adapt.

A sensibilidade aos efeitos da radiação varia de acordo com o tecido e o órgão, bem como com a dose recebida. Tecidos que apresentam maior taxa de reprodução celular costumam ser mais susceptíveis aos efeitos negativos da radiação. Assim, devido à alta taxa de reprodução celular, o embrião é muito suscetível à radiação.

De modo geral, células que apresentam grande atividade mitótica, bem como aquelas mais indiferenciadas, são mais sensíveis à radiação ionizante. Por isso, o sistema hematopoético e o reprodutivo são mais sensíveis a uma irradiação do que o parênquima renal, por exemplo. Devido à grande atividade mitótica das células tumorais, elas se tornam mais sensíveis aos efeitos da radiação, permitindo o uso da radiação ionizante no tratamento de alguns tumores.

Vários fatores contribuem para aumentar a radiossensibilidade dos tecidos biológicos:

- maior quantidade de água na composição do tecido aumenta o fenômeno da radiólise da água, aumentando a sensibilidade;
- maior presença de oxigênio aumenta a possibilidade de formação de radicais livres e, consequentemente, a radiossensibilidade;
- qualidade da radiação ionizante (energia da radiação, tipo de radiação);
- uma maior atividade mitótica implica em maior radiossensibilidade;
- ausência ou bloqueio do sistema de restauração aumenta a sensibilidade à radiação;
- presença de compostos sensibilizadores, como metronidazol, bleomicina e outros, torna o tecido mais radiossensível;
- dose de radiação: quanto maior a dose, maiores efeitos ocorrem no tecido; além disso, para uma mesma dose de radiação, a sensibilidade está mais aumentada se a exposição ocorre em dose única, do que em dose fracionada.

A radiossensibilidade não é igual para todas as células. Foi postulado que as células que exibem elevada atividade mitótica e aquelas com menor grau de diferenciação são mais sensíveis (exceção a esta regra são os linfócitos, que

apresentam baixa taxa de divisão, mas são extremamente radiossensíveis). Também fogem à regra alguns tumores como os melanomas, que, apesar de sua alta taxa de divisão celular, não são muito sensíveis às radiações ionizantes.

Nos animais, a radiossensibilidade está condicionada a dois fatores: idade e grau de evolução. Assim, animais mais jovens e animais mais evoluídos na escala zoológica são mais sensíveis aos detrimentos promovidos pelas radiações ionizantes. A tabela 1.12 apresenta as faixas de dose equivalente medidas em sievert e rem e o provável efeito de detrimento promovido no organismo humano.

Os efeitos da radiação no *"pool"* genético são os mais preocupantes por não se restringirem ao indivíduo, podendo atingir sua prole. As mutações genéticas ocorrem espontaneamente; no entanto, a exposição à radiação potencializa a ocorrência de mutações. A mutação natural é da ordem de 10^{-5} mutações por gene, por geração; ou seja, para cada 10^5 genes, ocorre uma mutação por geração. A mutação artificial é da ordem 10^{-7} mutações por rem, por gene; ou seja, para cada 10^7 genes, uma dose equivalente de 10mSv (1rem) provoca uma mutação.

Tabela 1.12 – Efeitos prováveis para doses equivalentes agudas de radiação

Dose Sv (rem)	Efeito provável
0-0,25 (0-25)	Nenhum dano evidente
0,25-0,5 (25-50)	Possíveis alterações sanguíneas, mas nenhum dano sério
0,5-1,0 (50-100)	Modificações nos elementos figurados do sangue, danos sem incapacidade
1,0-2,0 (100-200)	Danos com possibilidade de incapacidade
2,0-4,0 (200-400)	Danos e incapacidade, morte possível
4,0 (400)	Fatal em 50% dos casos
> 6,0 (> 600)	Provavelmente fatal

Segundo Brein (1980), a dose dobradora, ou seja, a dose necessária para induzir uma taxa de mutação igual à natural, está numa faixa entre 0,5 e 2,5Sv

(0 a 250rem). Os sistemas que possuem células em divisão contínua são mais sensíveis à radiação, uma vez que a célula é mais suscetível à radiação quando no ciclo mitótico.

1.11 Proteção radiológica

A proteção radiológica, ou radioproteção, ocupa-se da segurança do homem, de outros seres vivos e de equipamentos nos processos que possam expô-los à radioatividade, buscando limitar sua exposição, com o objetivo de minimizar os efeitos negativos da interação da radiação com os organismos vivos, os objetos e o meio ambiente.

A proteção radiológica se caracteriza por um conjunto de medidas que tem por objetivo evitar os efeitos determinísticos da radiação, uma vez que existe um limiar de dose. No entanto, os efeitos estocásticos não podem ser completamente evitados, pois não existe um limiar de dose para que ocorram. Portanto, o objetivo da proteção radiológica visa a prevenir a ocorrência de efeitos determinísticos, mantendo as doses individuais abaixo do limiar, e reduzir ao máximo a probabilidade de ocorrência dos efeitos estocásticos.

O objetivo principal da proteção radiológica é definir padrões de proteção para pessoas e processos sem limitar os benefícios proporcionados pela exposição às radiações ionizantes. No caso das aplicações médicas, as fontes de radiação ionizantes utilizadas devem estar permanentemente sob o controle de profissionais habilitados. Existem três princípios fundamentais que devem ser aplicados de forma individualizada. São eles:

- Justificação da prática
- Otimização da proteção
- Limitação da dose individual

O princípio da justificação da prática deve sempre verificar se o benefício trazido pela utilização da radiação ionizante é maior que os possíveis detrimentos que a exposição pode causar. No caso das aplicações médicas e odontológicas, esse princípio é atendido quando o médico ou o dentista solicita um exame de radiodiagnóstico ou prescreve o uso de um processo

radioterápico. Essa ação deve sempre ocorrer após a análise das possibilidades de uso de outros métodos diagnósticos e terapêuticos que não envolvam as radiações ionizantes.

O princípio da otimização da proteção deve garantir a seleção da melhor proteção disponível para todos os envolvidos no processo, buscando minimizar a exposição dos indivíduos e dos órgãos não objetos do estudo diagnóstico ou alvos de terapia. Esse princípio é conhecido como ALARA (*as low as reasonable achievable*), no qual as doses recebidas devem ser as menores possíveis. Essa ação está sob controle do profissional responsável pelo processo de aquisição das imagens diagnósticas e pela aplicação do processo terapêutico.

A limitação da dose individual deve respeitar os limites definidos para profissionais que atuam em ambientes em que haja presença de radiação ionizante. Existem limites de dose para exposições ocupacionais e para os indivíduos em geral. As doses recebidas em exposições ocupacionais são registradas individualmente a cada mês através do uso de dosímetros.

O profissional portador de dosímetro deve ter a dose limitada em 100mSv num período de cinco anos, não podendo exceder a 50mSv no período de um ano. O indivíduo do público deve receber uma dose inferior a 5mSv por ano; portanto, ambientes em que haja presença de radiação ionizante devem ser devidamente preparados para que essas radiações fiquem restritas a eles, não se propagando para imediações onde estejam outras pessoas.

Para os pacientes não existe uma limitação de dose, visto que a decisão de sua exposição já foi devidamente justificada. No entanto, é preocupação constante dos órgãos regulamentadores do uso das radiações ionizantes que haja uma preocupação permanente com a redução das doses nos processos de radiodiagnósticos.

É indispensável que as radiações ionizantes somente sejam utilizadas em condições que permitam uma eficiente proteção aos indivíduos. As medidas usadas podem ser agrupadas em três aspectos básicos: controle da exposição, controle do tempo de exposição e blindagem. Na maioria das aplicações médicas, a radiação ionizante se propaga de forma divergente a partir da fonte.

Por essa razão, quanto maior a distância entre o indivíduo e a fonte de radiação, menor será a dose absorvida. Assim, o indivíduo deve manter-se o mais distante possível da fonte de radiação visando a minimizar a dose recebida.

O tempo de exposição deve ser limitado, evitando-se exposições longas que promovam doses acima daquelas estabelecidas como máximas admissíveis. Deve-se lembrar sempre que existe uma relação direta entre o tempo de exposição e a dose absorvida: quanto maior o tempo de exposição, maior é a dose recebida.

A blindagem da fonte emissora de radiação, ou a utilização de barreiras absorvedoras colocadas entre o indivíduo a ser protegido e a fonte, visa a uma diminuição da dose absorvida, uma vez que grande parte da energia irradiada ficará retida na barreira. Os materiais mais comumente utilizados em blindagem de fontes de radiação em aplicações médicas são o chumbo, a barita, o concreto e o vidro com alto teor de chumbo. Esses materiais são bons absorvedores de radiação do tipo X e gama. Outros tipos de radiação podem exigir outros tipos de absorvedores.

O objetivo principal da blindagem das radiações é assegurar que a dose individual seja tão baixa quanto possível, e que para trabalhadores nunca exceda o valor máximo permitido. A exceção a essa regra se dá nos processos terapêuticos, em aplicações médicas específicas. A blindagem tem como objetivo secundário evitar danos ou interferências em aparelhos sensíveis à radiação.

Os equipamentos de proteção individual ajudam a reduzir a dose em indivíduos expostos à radiação ionizante. É recomendado o uso de avental de chumbo, luvas de chumbo, protetores de gônadas, protetores de tireoide e óculos com alto teor de chumbo sempre que for exigida a presença do profissional no ambiente onde a radiação ionizante (γ e X) se propaga.

Exercícios propostos

1.1 Quando se iniciou a produção artificial de átomos radioativos?

1.2 Explique o porquê de Roentgen ter denominado de raios X a radiação por ele descoberta.
1.3 Em que ano foram descobertos os raios X?
1.4 Em que ano a radioatividade foi descoberta por Henry Becquerel?
1.5 Por que Becquerel concluiu que a radiação por ele descoberta era diferente dos raios X?
1.6 Qual a origem do termo "radioatividade"?
1.7 Cite as razões pelas quais os Curie foram laureados com o Prêmio Nobel.
1.8 Qual a importância da radiação nas aplicações médicas?
1.9 Caracterize a ICRP.
1.10 O que é radioproteção e qual o seu objetivo?
1.11 Cite as três partículas fundamentais do átomo e caracterize-as.
1.12 Descreva a partícula que define o elemento químico.
1.13 Conceitue os núcleons.
1.14 Conceitue abundância de um isótopo.
1.15 Diferencie número de massa de massa atômica.
1.16 Conceitue massa atômica natural.
1.17 Determine a massa atômica em u da molécula de água que possui um átomo de ^{18}O, um átomo de ^{1}H e um átomo de ^{2}H.
1.18 Na tabela 1.13 estão apresentadas as massas atômicas e as abundâncias dos isótopos estáveis de alguns elementos. Com base nesses dados, calcule a massa atômica para:
   a) O neônio
   b) O magnésio
   c) O silício
   d) A prata

Tabela 1.13 – Características de isótopos

Número Atômico	Núcleo	Abundância (%)	Massa atômica (u)
10	^{20}Ne	90,48	19,999244
	^{21}Ne	0,27	20,993846
	^{22}Ne	9,25	21,991385
12	^{24}Mg	78,99	23,985041

	^{25}Mg	10,00	24,993846
	^{26}Mg	11,01	25,991385
14	^{28}Si	92,23	27,976926
	^{29}Si	4,67	28,976494
	^{30}Si	3,10	29,973770
47	^{107}Ag	51,84	106,905097
	^{109}Ag	48,16	108,904752

1.19 Defina radioisótopo.

1.20 Defina radiação ionizante.

1.21 Caracterize a radiação alfa e a radiação beta.

1.22 Caracterize a radiação beta-mais.

1.23 Diferencie a radiação X da radiação gama.

1.24 Defina o eletronvolt.

1.25 Defina radioisótopos naturais.

1.26 Defina atividade e identifique as suas unidades de medida.

1.27 Defina período de meia-vida.

1.28 Quais as origens dos radioisótopos naturais?

1.29 Defina radiação de fundo.

1.30 Para que servem os radioisótopos artificiais?

1.31 Cite os processos possíveis de interação da radiação com a matéria e caracterize cada um desses processos.

1.32 Cite os processos de interação da radiação com a matéria.

1.33 Faça uma relação quanto à penetração da radiação na matéria com a:
   a) massa da barreira
   b) energia da radiação
   c) densidade do meio

1.34 Justifique a razão pela qual a partícula beta-mais é considerada uma forma de antimatéria.

1.35 Defina ionização específica e justifique o porquê da radiação alfa possuir maior ionização específica que a radiação beta-menos.

1.36 Como os fótons interagem com a matéria?

1.37 Por que o efeito Compton é também conhecido como Espalhamento Compton?

1.38 Por que a formação de par só ocorre com interações de fótons com energias maiores que 1,022MeV?
1.39 Como a radiação ionizante pode afetar uma molécula?
1.40 O que é a radiólise da água e quais são as suas consequências?
1.41 Como a radiação ionizante pode afetar a molécula de DNA?
1.42 Qual é o objetivo da dosimetria das radiações?
1.43 Defina dose absorvida.
1.44 Quais as unidades de medida de dose absorvida?
1.45 Defina dose equivalente e identifique suas unidades de medida.
1.46 Cite as principais fontes de irradiação humana.
1.47 Qual é a contribuição dos exames de radiodiagnóstico na irradiação humana?
1.48 O que é radiodermite?
1.49 Quais são os mecanismos de lesão celular devido a radiação?
1.50 Qual é a representatividade de cada um?
1.51 Por que as emissões radioativas são tão eficientes em lesar os tecidos?
1.52 Explique os fatores que influenciam na radiossensibilidade dos tecidos e organismos.
1.53 O que são efeitos determinísticos? Exemplifique.
1.54 O que são efeitos estocásticos? Exemplifique.
1.55 O que é radioproteção?
1.56 Qual é o objetivo da radioproteção?
1.57 Qual é impacto da radioproteção sobre os efeitos estocásticos e determinísticos?
1.58 Quais são os princípios fundamentais da radioproteção? Explique.
1.59 Quais são os limites seguros de doses para o trabalhador e para o público em geral?

REFERÊNCIAS

AUSTRALIAN NUCLEAR SCIENCE & TECNOLOGY ORGANIZATION. *Radioisotopes in Medicine*. Nuclear issues briefing paper 26. Melbourne: Uranium information centre ltd. May 2004. 2001. 11p.

AUSTRALIAN NUCLEAR SCIENCE & TECNOLOGY ORGANIZATION; *Medical and industrial radioisotopes*. Menai: ANSTO, Jul/1999. 6p.

BERKELEY. *Exploring the table of isotopes*. Disponível em: <www.isotopes.lbl.gov/educa tion/isotopes.htm>. Acesso em: 17 out. 2006.

COLLIN, Guy. *Physique moderne:* introduction à la physique atomique et nuclèaire. Chicoutimi: Universitè du Québec, 2003.

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR - CNEN. NE 3.01. *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*. Rio de Janeiro, Jul/1988.

FISHER, Charlie. *Les radioelements et leurs utilisations*. Paris, 1980. 531p.

GALLE, Pierre. *Toxique nucleaires*. Paris: Masson. 2 ed. 1997. 400p.

GALLE, Pierre; PAULIN, R. *Biophysique: radiobiologie radiopatologie*. Paris: Masson, 1992. 213p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Radiation and your patient:* a guide for medical practitioners. Annals of ICRP. Elsevier Health Sciences. 2002. 64p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Diagnostic reference levels in medical imaging*: Review and additional advice. ICRP Publication, Oxford: Pergamon Press, 2002. 14p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Radiological protection in medicine*. 2007. 54p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Radiological protection in medicine*. 12 jan. 2007. Draft.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *The scope of radiological protection regulations*. ICRP Publication: Elsevier, 2006. 67p.

KNOLL, Glenn F. *Radiation detection and measurement*. New York: John Wiley & sons. 2 ed. 1989. 754p.

LAMARSH, J. R. *Introduction to nuclear engineering*. Addison-Wesley Publishing Company, Dec/1977. Third printing. 626p.

MARTIN, Brian R. *Nuclear and particle physics*: an introduction. Chichester: Wiley. 2006. 411p.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. *Portaria 453/98*. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Brasília: DOU 01/06/1998.

MORGAN, K. Z.; TURNER, J. E. *Principles of radiation protection*: a texbook of heath physics. Florida: Krieger Pub. Co. 1973. 622p.

MOURÃO, Arnaldo Prata. *Física das Radiações e Radioproteção*. NEHOS/CEFET-MG. v.9, 2006. 135p.

MOURÃO, Arnaldo Prata. *Radioproteção*: Tecnologia em Saúde. Belo Horizonte: NEHOS/CEFET-MG, v.7, 2003. 104p.

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY. *Physics Laboratory*. Disponível em: <www.physics.nist.gov>. Acesso em: 12 set. 2007.

NATIONAL NUCLEAR DATA CENTER. 2003. *Atomic Mass Evaluation*. Disponível em: <www.nndc.bnl.gov/masses/mass.mas03>. Acesso em: 06 out. 2006.

PRASAD, Kedar N. *Handbook of radiobiology*. 2.ed. Boca Raton: CRC Press, 1995. 344p.

TAUHATA, Luiz; SALATI, Ivan; DiPRINZIO, Renato; DiPRINZIO, Antonieta. *Radioproteção e Dosimetria*: Fundamentos. 3.ed. rev. Rio de Janeiro: Instituto de radioproteção e Dosimetria CNEN, Ago/2001. 214p.

UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE. *Hereditary effects of radiation*. UNSEAR: ANNEX 2001. 164p.

Capítulo 2

Exames de raios X

Os aparelhos de raios X são utilizados na geração de imagens diagnósticas que podem ser aplicadas em radiologia médico-odontológica, para diagnóstico de patologias ou traumatismos, e em radiologia industrial, para diagnóstico em ensaios não destrutivos. A radiologia convencional foi a primeira técnica a ser utilizada no diagnóstico por imagem na Medicina e ainda cumpre um papel muito importante. Suas principais aplicações ocorrem em traumatologia e ortopedia, através da obtenção de imagens do sistema esquelético, sendo ainda um método muito útil para a avaliação pulmonar. A utilização dos meios de contraste permite uma grande demanda dessa técnica para geração de imagens do sistema vascular e diagnósticos dos sistemas digestório e urinário. Outras técnicas foram desenvolvidas a partir da radiologia convencional e, em função delas, uma variação tecnológica muito grande pode ser atualmente encontrada no mercado visando a atender de forma otimizada as demandas diagnósticas.

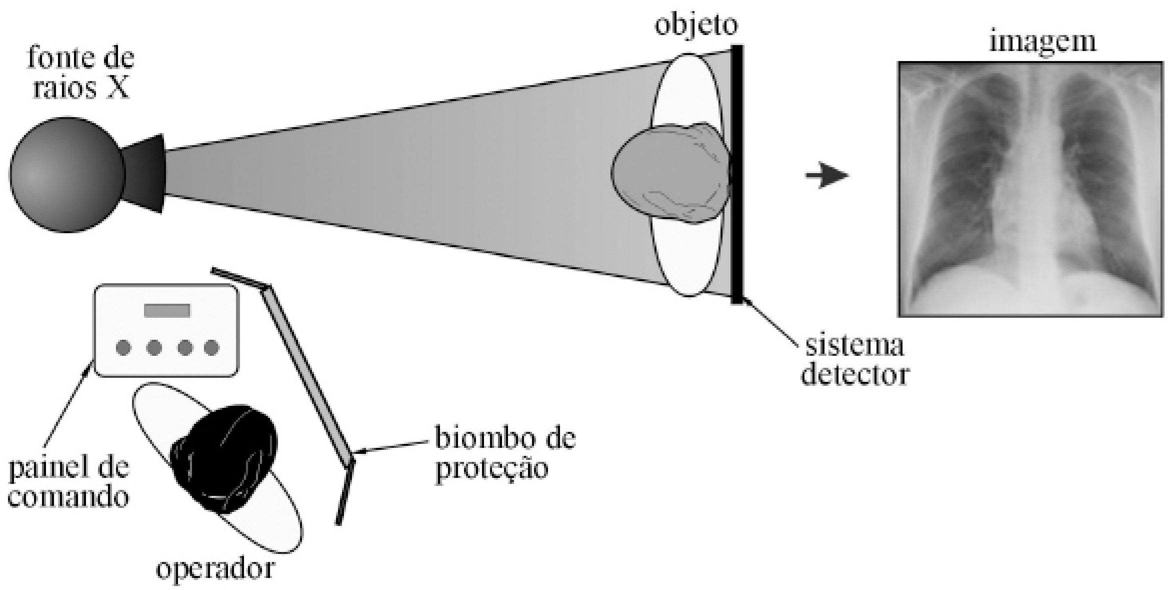


Figura 2.1 – Esquema de posicionamento para geração de imagens por raios X

Os aparelhos de raios X possuem uma fonte que gera um feixe de raios X a partir da eletricidade. Esse feixe é direcionado para o objeto do qual se deseja gerar a imagem radiográfica. Atrás do objeto é colocado um dispositivo detector que captará a imagem latente registrada pela parcela do feixe que ultrapassou o objeto e sensibilizou o dispositivo detector. A figura 2.1 apresenta um esquema básico de posicionamento do feixe de raios X, do objeto e do detector de sinal utilizado para geração de imagens diagnósticas, comum a todos os aparelhos de raios X.

2.1 Histórico

Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923) descobriu os raios X no final do ano de 1895 e optou por não patentear sua descoberta por considerá-la um bem para a humanidade. Essa sua decisão contribuiu para a rápida difusão da técnica radiográfica. A figura 2.2 apresenta a radiografia da mão de Albert Von Kolliker realizada como conclusão da conferência feita por Roentgen à Sociedade de Física-médica de Würzburg, na Alemanha, em 23 de janeiro de 1896, com o objetivo de demonstrar que os raios X podem atravessar os tecidos moles da mão, mas são absorvidos pelo tecido ósseo e pelo metal dos

anéis. Essa interessante propriedade das imagens geradas por raios X foi imediatamente utilizada pela comunidade médica para fins diagnósticos e rapidamente tornou-se uma ferramenta padrão de diagnóstico para toda a área da Saúde.



Figura 2.2 – Radiografia da mão de Albert Von Kolliker

No ano de 1913, William Coolidge construiu o primeiro tubo de raios X a vácuo, com filamento de catodo feito de tungstênio flexível, também descoberto por ele em 1910. Esse tubo tornou-se conhecido como "Tubo de Coolidge" e ainda é utilizado nos aparelhos de raios X. A partir daí registram-se outras evoluções, como o sistema de refrigeração a óleo, o anodo giratório e uma diversidade de modelos de tubo e aparelhos para melhor atender às diferentes aplicações dos aparelhos de raios X.

2.2 Os fótons X

Os fótons X são radiações eletromagnéticas que têm origem na reorganização da eletrosfera. Toda vez que a eletrosfera de um átomo se encontra instável, busca uma reorganização energética e, se necessário, perde energia pela emissão de um ou mais fótons X. A energia liberada pela eletrosfera instável, através da emissão de fótons, pode variar de alguns eV a alguns keV.

Assim como ocorre com os núcleons de um átomo, os elétrons, quando deixam de ser elétrons livres e passam a pertencer à eletrosfera de um átomo, perdem energia de massa para se manter em equilíbrio estável preso à eletrosfera. Esse débito de energia apresentado pelo elétron orbital é conhecido como "energia de ligação do elétron". Um elétron orbital só pode sair da órbita onde se encontra e tornar-se um elétron livre se receber uma energia igual ou maior que o seu débito de energia, a sua energia de ligação.

O valor da energia de ligação do elétron depende do átomo ao qual esse elétron pertence e da posição orbital que ocupa na eletrosfera. As camadas orbitais são denominadas, no modelo atômico de Bohr, de K, L, M, N, O, P e Q, sendo que na camada K de um átomo encontram-se os elétrons que apresentam o maior valor de energia de ligação. O número de camadas que um átomo possui na eletrosfera depende do número de elétrons que possui. O átomo de hidrogênio, por exemplo, que tem somente um elétron, só possui a camada orbital K. Portanto, quanto maior o número atômico de um átomo, maior o número de camadas orbitais que possuirá na eletrosfera.

Tabela 2.1 – Energia de ligação em keV dos elétrons orbitais

Elemento	Camada								
	K	L_1	L_2	L_3	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5
Molibdênio	19,999	2,866	2,625	2,520	0,505	0,410	0,392	0,230	0,227
Ródio	23,220	3,412	3,146	3,004	0,627	0,521	0,496	0,312	0,307
Tungstênio	69,525	12,099	11,544	10,207	2,820	2,575	2,281	1,872	1,809

Veja o exemplo dos valores das energias de ligação dos elétrons orbitais para os átomos de tungstênio, molibdênio e ródio considerando somente as

camadas orbitais K, L e M apresentados na tabela 2.1. Observe que a camada L apresenta três subníveis de energia e a camada M, cinco. A energia de ligação torna-se menor quanto mais externa é a camada orbital considerada, o mesmo valendo para os subníveis das camadas.

Para que um elétron da camada K do átomo de ródio seja ejetado de sua órbita e se torne um elétron livre, a eletrosfera deve receber uma energia igual ou superior a 23,22keV, sendo que 23,22keV são cedidos para que o elétron saia da camada K e o excedente de energia sai com o elétron na forma de energia cinética do elétron ejetado. Nesse caso, após a ejeção desse elétron, a eletrosfera se reorganiza e gera a emissão subsequente de fótons X.

Do mesmo modo, quando um núcleo radioativo decai pela reorganização dos seus núcleons, emitindo uma partícula alfa, beta ou um fóton gama, após a reorganização nuclear há a reorganização da eletrosfera com a emissão de fótons X de desexcitação da eletrosfera. Esse tipo de fenômeno ocorre a todo instante na natureza de maneira espontânea.

2.3 A geração dos fótons X

A geração artificial de fótons X busca reproduzir de forma controlada os eventos naturais utilizando um tubo de raios X. Os fótons X produzidos através dos tubos de raios X podem ser gerados por dois processos físicos distintos, normalmente através da interação de um elétron energético com a matéria. As interações do elétron podem ocorrer com qualquer dos elétrons orbitais de um átomo, ou com o núcleo atômico, sendo dependente da energia cinética que esse elétron possui e das características do átomo com o qual interage. As interações transformam a energia cinética do elétron em energia eletromagnética e calor.

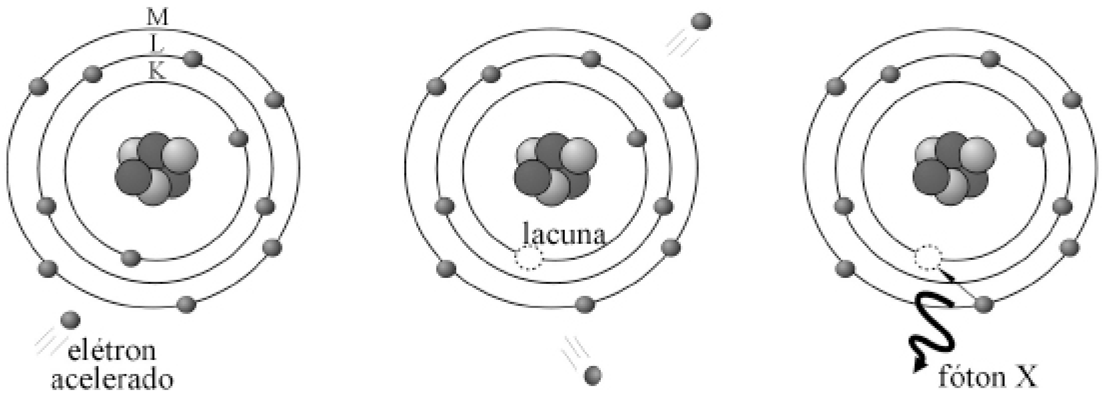


Figura 2.3 – Geração de fótons X característicos

Os raios X característicos são gerados quando um elétron acelerado, ao interagir com a eletrosfera do átomo, cede energia arrancando um elétron de uma camada mais interna, frequentemente da camada K. Ao gerar essa lacuna na eletrosfera, os elétrons do átomo tendem a se reorganizar, e um elétron orbital de uma camada mais externa da eletrosfera ocupa a lacuna criada, perdendo parte de sua energia. Essa energia perdida pelo elétron que se deslocou nas órbitas da eletrosfera é transformada em radiação eletromagnética conhecida como "raios X". A figura 2.3 ilustra esse fenômeno.

Esse fenômeno físico gera fótons denominados "raios X característicos" porque os valores da energia dos fótons X gerados são predeterminados e dependem do átomo com o qual o elétron acelerado interagiu, do elétron que foi arrancado da estrutura atômica, e do elétron que migrou perdendo a energia transformada em um fóton X.

A energia do fóton gerado é dada pela diferença entre a energia de ligação que o elétron migrante possuía quando estava em uma órbita mais externa e a energia de ligação que assumiu ao migrar para uma órbita mais interna. Para o átomo de tungstênio, por exemplo, quando um elétron da camada K é arrancado e um elétron da camada L migra perdendo energia, o valor do fóton X gerado é de 57,43 ou 57,98 ou 59,32keV – dependendo do subnível em que esteja, respectivamente L_1 ou L_2 ou L_3. Se o elétron migrante vier da camada M, gera um fóton de energia ainda maior – de 66,71keV – se sai do subnível M_1. Como o elétron da camada mais interna tem maior débito de energia

(energia de ligação) ao migrar da camada M para a camada K, a diferença de energia é maior e resulta em um fóton X mais energético.

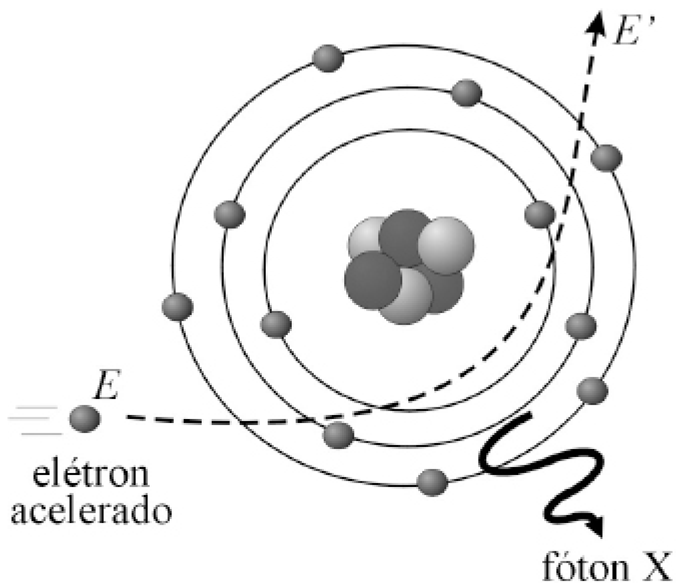


Figura 2.4 – Geração de fótons X por efeito *Bremsstrahlung*

Outro processo de interação que permite a geração de fótons X é o efeito *Bremsstrahlung*, ou radiação de frenagem. Nesse caso, na interação do elétron com a matéria, o elétron atravessa a eletrosfera e só interage com o núcleo atômico. Ao se aproximar do núcleo, o elétron acelerado é atraído, sendo freado e sofrendo um desvio na sua direção de deslocamento ao sair do processo de interação. A energia cinética perdida pelo elétron devido à frenagem é transformada em energia eletromagnética na forma de fóton X, conforme o esquema apresentado na figura 2.4.

O valor da energia do fóton gerado está diretamente relacionado à energia cinética perdida pelo elétron acelerado. Se no processo de interação o elétron perde muita energia cinética, o fóton terá maior energia. A energia do fóton E_f é dada pela diferença entre a energia cinética de entrada do elétron E e sua energia cinética de saída E'.

Outros fatores também influenciam o valor da energia desse fóton X gerado pelo efeito *Bremsstrahlung*, tais como as características do núcleo com o qual o elétron acelerado interage (volume, massa atômica) e o valor da energia

cinética de entrada do elétron (maior energia de entrada implica na probabilidade de maior frenagem e geração de um fóton mais energético).

No entanto, independentemente desses fatores, o fóton gerado por efeito *Bremsstrahlung* não possui um valor predeterminado e se apresenta com um valor de energia numa faixa que varia de zero até um valor máximo igual à energia cinética de entrada do elétron. A probabilidade de ocorrência dentro dessa faixa dependerá das condições de ocorrência desse evento.

2.4 Interação dos fótons X com a matéria

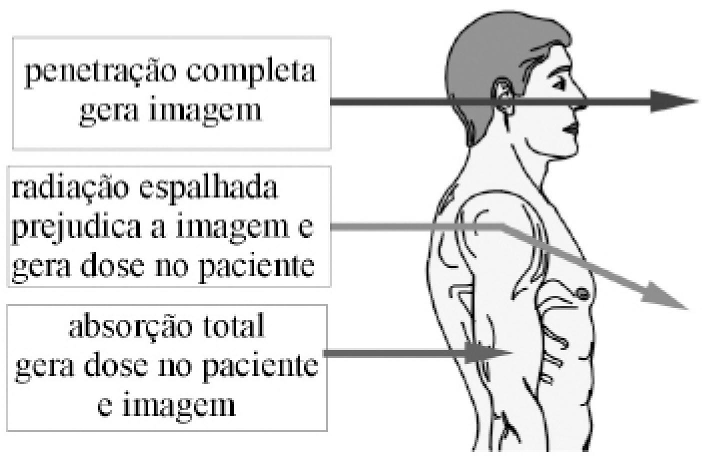


Figura 2.5 – Interação dos fótons X com a matéria

À medida que os fótons X se propagam, podem ultrapassar a matéria sem interagir, ou então interagir com a matéria de duas maneiras: sendo totalmente absorvidos por efeito fotoelétrico, ou espalhados com absorção parcial de sua energia por efeito Compton, conforme se observa na figura 2.5. A escolha do feixe ideal para a geração da imagem deve estar associada às características de absorção do objeto de maneira a promover uma absorção diferenciada do feixe de raios X, necessária para obter o contraste e gerar a imagem.

2.5 Geração artificial de raios X

A geração controlada de raios X é feita através do bombardeamento de uma superfície metálica por um feixe de elétrons. Nos aparelhos que utilizam o feixe de raios X para a geração de imagens diagnósticas, a geração do feixe de raios X é feita utilizando um tubo do tipo Coolidge: o tubo de raios X. O tubo de raios X é o dispositivo responsável pela transformação da energia elétrica em radiação eletromagnética e é constituído de uma ampola de vidro a vácuo onde existem dois eletrodos. O tubo, ao ser alimentado por energia elétrica em corrente contínua e alta-tensão, produz uma corrente eletrônica que sai de um dos eletrodos e colide com o outro gerando radiação eletromagnética e calor. Os eletrodos contidos no tubo de raios X são denominados "anodo" e "catodo", e são apresentados na figura 2.6.

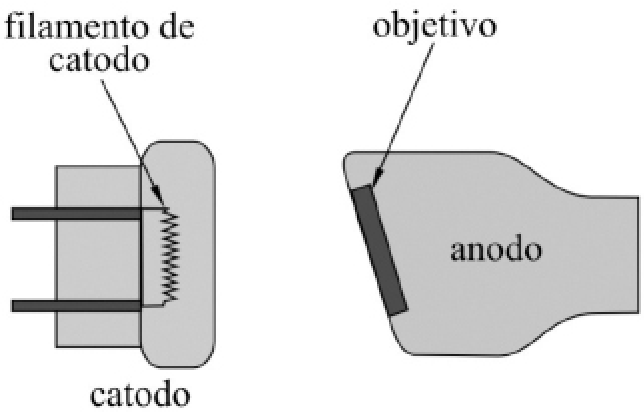


Figura 2.6 – Eletrodos do tubo de raios X

O catodo é o eletrodo negativo do tubo de raios X. Ele é um filamento metálico de onde partem os elétrons acelerados que produzem o feixe de raios X. O filamento do catodo é conectado a fios condutores que permitem sua alimentação através de uma fonte fornecedora de energia elétrica. Através do controle da tensão aplicada aos terminais do filamento de catodo, controla-se a corrente que circula pelo filamento, e dessa forma é feito o controle do feixe de elétrons que sai do catodo para gerar fótons X.

A quantidade de fótons X produzidos em um tubo depende diretamente do número de elétrons que saem do catodo em direção ao anodo. O filamento do catodo é feito de um fio fino de tungstênio (W) bobinado em espiral com aproximadamente 0,15cm de diâmetro e comprimento entre 1 e 1,5cm. Esse

filamento é fixado em um suporte denominado "copo de alocação do filamento". Essa reentrância na qual o filamento é fixado serve para direcionar o feixe de elétrons que sai do filamento. O tungstênio é o material escolhido para confecção do filamento por possuir um elevado ponto de fusão, uma vez que a temperatura de trabalho do filamento pode chegar a 2.200ºC, dependendo do equipamento.

O anodo é o eletrodo positivo do tubo de raios X, colocado em oposição ao catodo. Nele existe uma região denominada "alvo" na qual o feixe de elétrons vai colidir. O alvo do anodo, também denominado "objetivo do anodo", pode ser feito de tungstênio, molibdênio ou ródio, e nele são gerados os fótons X. Os elétrons acelerados, ao colidirem com o objetivo do anodo, geram calor e fótons X. O tungstênio, o molibdênio e o ródio são considerados uma boa opção para construir o objetivo do anodo, porque são bons dissipadores de calor, suportam altas temperaturas e são bons condutores elétricos. A tabela 2.2 apresenta as características dos metais utilizados como objetivo do anodo.

Tabela 2.2 – Características dos metais para objetivo do anodo

Metal	Número atômico	Densidade ($g.cm^{-3}$)	Ponto de fusão (ºC)
Molibdênio	42	10,2	2.623
Ródio	45	12,4	1.964
Tungstênio	74	19,3	3.422

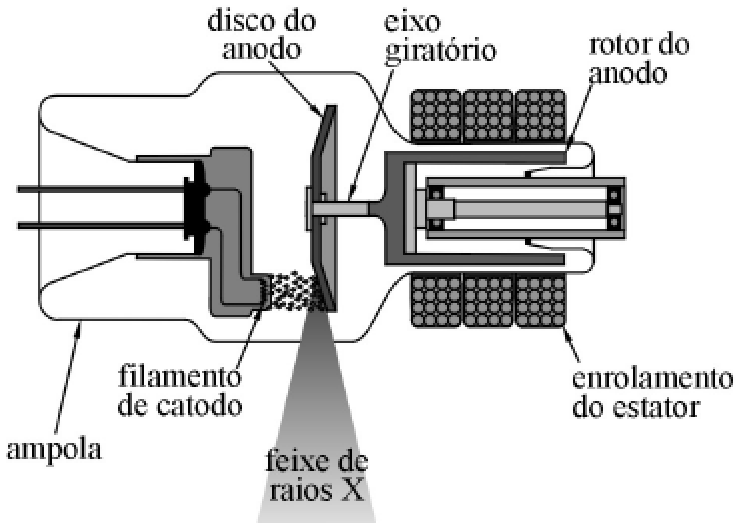


Figura 2.7 – Tubo de raios X de anodo giratório

A região do objetivo, onde os elétrons se chocam, é denominada "foco" ou "fonte", sendo daí originado o feixe de raios X. A característica do espectro do feixe de raios X gerado está diretamente associada ao metal utilizado como objetivo do anodo, que é o alvo onde colidem os elétrons acelerados. Nos aparelhos convencionais de raios X, o tungstênio é o material mais comumente utilizado para essa finalidade. A figura 2.7 apresenta um típico tubo de raios X do tipo Coolidge de anodo giratório. Esse tipo de anodo é um disco que gira continuamente fazendo com que o feixe de elétrons colida a cada instante em uma região diferente do disco. O anodo giratório facilita a dissipação da grande quantidade de calor gerada, possibilitando a geração de feixes de raios X mais intensos.

A figura 2.8 apresenta um diagrama elétrico simplificado da alimentação do tubo de raios X de anodo fixo. O filamento do catodo é aquecido pela circulação da corrente de filamento (I_f), assim como ocorre com o filamento de uma lâmpada incandescente. No entanto, o objetivo do aquecimento do filamento do catodo não é produzir luminescência, mas sim de agir como uma fonte geradora de elétrons. Quando o metal é aquecido, seus átomos recebem energia suficiente para que alguns de seus elétrons possam se deslocar para a superfície do metal. O aquecimento do filamento provoca a formação de uma nuvem de elétrons ao seu redor: esse efeito é denominado "Efeito Edson".

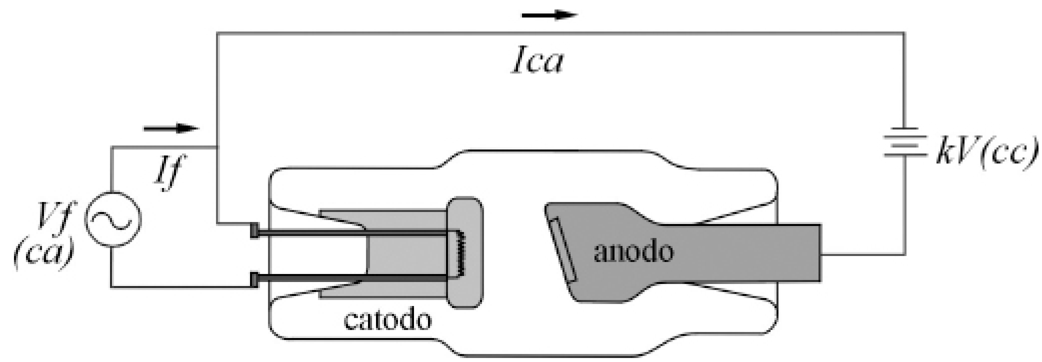


Figura 2.8 – Diagrama elétrico de alimentação de um tubo de raios X

Ao ser aplicada uma alta-tensão entre o anodo e o catodo, os elétrons da nuvem eletrônica que envolve o catodo são acelerados em direção ao anodo e geram uma corrente no vácuo do tubo, denominada "corrente catodo-anodo" (I_{ca}). Os elétrons acelerados geram fótons X e calor ao colidirem com a superfície do anodo. Cerca de 99% dos elétrons que colidem com o anodo cedem sua energia cinética para geração de calor; somente 1% produz fótons X. Um elétron acelerado com energia cinética de 50keV pode produzir um fóton X por frenagem com energia variando de 0 a 50keV ou um fóton X característico, cuja energia tem um valor que depende do átomo com o qual o elétron acelerado interagiu.

Durante a geração dos fótons X, a quantidade de calor gerada é muito grande. Por essa razão, é necessário utilizar um sistema de transferência de calor da parte interna do tubo de raios X para o ambiente. O sistema de refrigeração evita que o tubo sofra danos por excesso de calor, prolongando assim sua vida útil.

Num sistema de refrigeração básico, uma pequena parte do calor é irradiada pelo vácuo a partir do objetivo do anodo, e o restante é transmitido por condução através do prolongamento de cobre para o líquido de refrigeração que envolve o tubo. Esse líquido de refrigeração é um óleo isolante no qual o tubo fica imerso e cumpre também a função de isolar a alta-tensão de alimentação do tubo. Alguns tubos mais potentes, e que funcionam por períodos de tempo maiores, requerem um sistema de refrigeração mais complexo, com circulação do líquido de refrigeração e uso de radiadores visando à troca mais rápida de calor com o ambiente.

2.6 Características do feixe de raios X

O feixe de raios X gerado em um tubo propaga-se a partir do foco do anodo de maneira divergente e, devido a essa característica, sua intensidade diminui à medida que se distancia do foco. É importante conhecer a direção de difusão dos fótons para o processo de geração da imagem. Devido à característica divergente do feixe, os raios atingem o plano de gravação em ângulos diversos, e somente o raio que se encontra no centro do feixe atinge o plano de gravação perpendicularmente. Esse raio é denominado "raio central" e é a partir dele que as incidências do feixe são definidas. A figura 2.9 apresenta a geometria de propagação de um feixe de raios X com a localização do raio central.

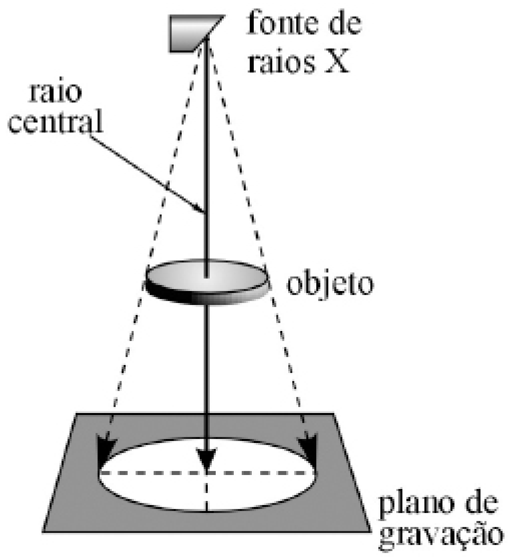


Figura 2.9 – Localização do raio central

Devido a essa característica divergente do feixe, a imagem gerada em aparelhos de raios X é inevitavelmente maior do que o objeto que representa. Para minimizar essa amplificação da imagem, o plano de gravação deve estar o mais próximo possível do objeto, e o foco do feixe de raios X o mais distante possível do objeto. De modo inverso, quando se deseja obter a ampliação da imagem de pequenas estruturas, deve-se afastar o filme do objeto, ou aproximar o objeto do foco do feixe.

O feixe de raios X gerado em um tubo apresenta fótons com pacotes de energia diferentes, sendo por isso denominado "feixe polienergético". O gráfico apresentado na figura 2.10 apresenta uma curva típica do espectro do feixe de raios X gerado por um tubo com anodo de tungstênio quando alimentado com alta-tensão de 150kV, no qual a energia dos fótons é medida em quiloeletronvolt. A reta tracejada, com inclinação negativa, representa a produção dos fótons X num espectro contínuo devido ao efeito *Bremsstrahlung*. Esse processo de frenagem gera fótons X com pacotes de energia diversos. Pode-se observar pela figura que, quanto maior a energia do fóton gerado, menor é a quantidade desses fótons.

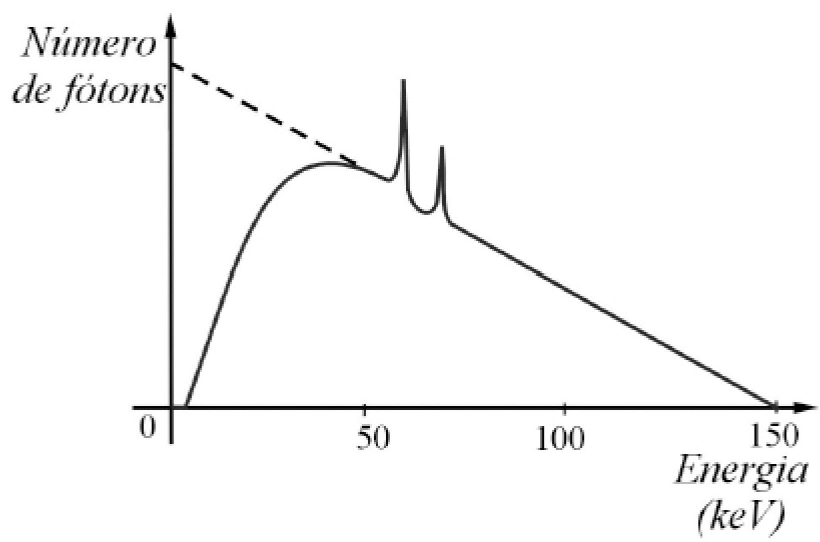


Figura 2.10 – Espectro polienergético do feixe de raios X gerado em anodo de tungstênio

Os fótons de pequena energia apresentam comprimentos de onda maiores e por isso são menos penetrantes. Assim, a maioria dos fótons de baixa energia não consegue sair do tubo e do invólucro onde está alocado, interagindo com o vidro da ampola, com o óleo de refrigeração e com a estrutura do cabeçote. Daí o aparecimento da curva em linha contínua, que apresenta um crescimento na quantidade de fótons de baixa energia à medida que aumenta o pacote de energia. Quando os fótons têm pacotes de energia intermediários, praticamente já não sofrem efeitos consideráveis de absorção pela estrutura de acomodação do tubo de raios X, conseguindo sair para o meio externo quase

em sua totalidade, e dessa forma a curva do feixe de raios X na região externa do cabeçote acompanha a reta de geração interna ao tubo. Os picos existentes na curva correspondem aos fótons característicos do alvo de tungstênio, gerados por efeito fotoelétrico.

2.7 Os aparelhos de raios X

Os aparelhos convencionais de raios X estão divididos em seis módulos básicos:

- o cabeçote de onde se origina o feixe de raios X
- a estativa, onde fica fixado o cabeçote e que permite fazer o direcionamento do feixe
- a mesa, que permite acomodar o paciente e posicioná-lo para a aquisição das imagens
- o mural, que cumpre a mesma função de posicionamento que a mesa, mas é utilizado para posicionamentos verticais do paciente (posicionamento ortostático)
- o gerador de alta-tensão, que cumpre a função de elevar a tensão da rede a um valor necessário para gerar o feixe de raios X, e
- o painel de comando através do qual é feita a seleção de parâmetros de controle e o acionamento do feixe de raios X para aquisição da imagem.

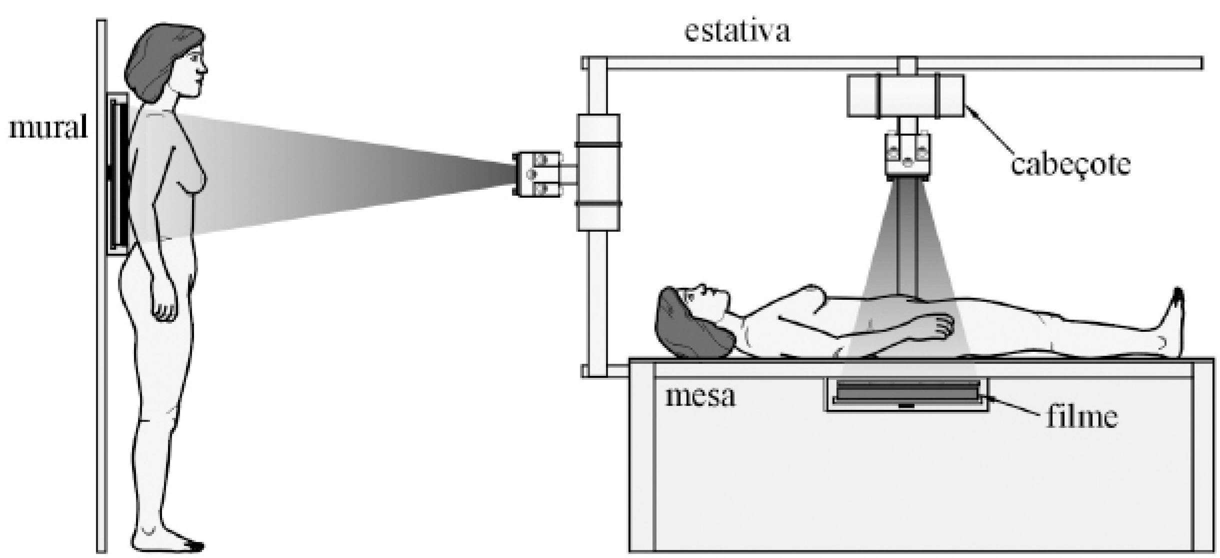


Figura 2.11 – Aquisição de imagem em aparelho de raios X

A figura 2.11 apresenta um típico aparelho convencional de raios X com os dois tipos básicos de posicionamento do paciente, na mesa e no mural. A mesa, o mural, a estativa, o gerador de alta-tensão e o cabeçote encontram-se localizados na sala de exames. O painel de comando pode ser posicionado em sala adjunta com janela de vidro de alto teor de chumbo, que permita ver o paciente, ou na própria sala de exames, desde que haja um biombo fixo de chumbo com janela protegida que permita ao operador ver o paciente e se proteger da radiação espalhada.

No interior do cabeçote encontra-se o tubo de anodo giratório que gera o feixe de raios X, o qual é alimentado quando se quer fazer a aquisição das imagens. Sob a mesa e no mural existe uma abertura para posicionamento do chassi contendo o filme radiográfico a ser sensibilizado durante o processo de exposição.

A mesa e o mural

A mesa e o mural são partes de um aparelho convencional de raios X que permitem a acomodação do paciente para a realização da aquisição da imagem diagnóstica. A mesa permite a realização da aquisição com o paciente na posição horizontal, e o mural com o paciente na posição vertical. A opção de utilização de um ou outro é feita de acordo com o tipo de exame a ser realizado e as condições do paciente no momento da realização do exame. Associados à mesa e ao mural estão outras partes do aparelho, como a gaveta para alocação e posicionamento do filme.

Tanto a mesa quanto o mural devem ser confeccionados com material que apresente uma característica de pequena absorção do feixe de raios X, para não promover uma absorção significativa do feixe antes que ele atinja o filme radiográfico. A parcela do feixe absorvida por todas as estruturas que se interpõem entre o objeto e o filme deve ser compensada por um aumento da intensidade do feixe que sai do tubo de raios X para que o sinal que atinja o filme seja suficiente para velá-lo. O aumento da intensidade do feixe implica em diminuição da vida útil do tubo e num aumento da dose depositada no paciente.

O painel de comando

O painel de comando dos aparelhos de raios X permite o acionamento do feixe à distância do objeto radiografado. Através dos botões seletores presentes no painel de comando, o operador define o valor de alta-tensão (kV) e corrente catodo-anodo (mA) que devem alimentar o tubo de raios X no momento da exposição. Os valor da alta-tensão nos aparelhos diagnósticos utilizados em humanos varia entre 50 e 150kV e o valor de corrente varia de 20 a 500mA, podendo chegar a 1.000mA em alguns aparelhos. O tempo de exposição necessário para o procedimento de aquisição da imagem é o terceiro parâmetro a ser selecionado no painel. O valor do tempo de exposição varia de centésimos de segundo a alguns segundos (0,02 a 5s).

A figura 2.12 apresenta um diagrama de blocos que representa o controle dos parâmetros de exposição no painel de comando para a geração de raios X a partir da fonte de alimentação de energia.

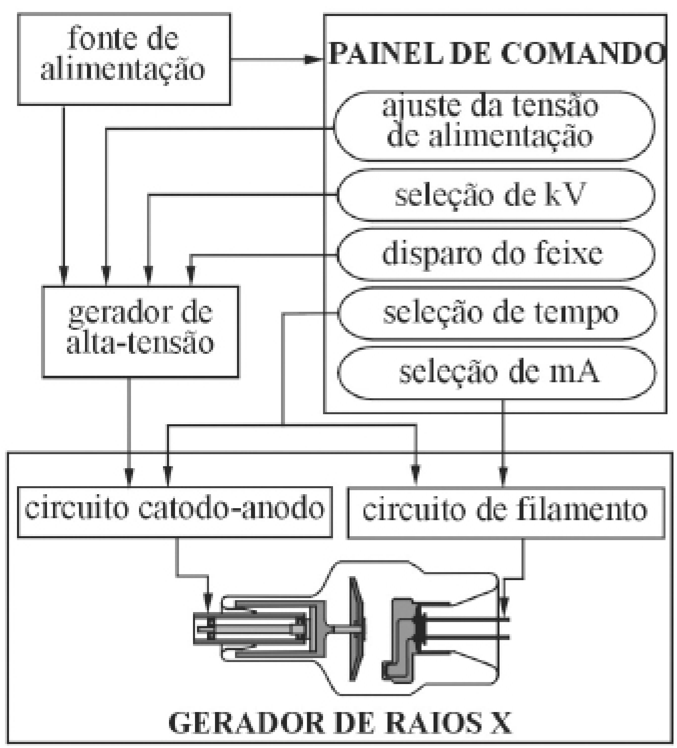


Figura 2.12 – Diagrama de blocos do controle do feixe de raios X

2.8 Dispositivos e Acessórios

Existem vários dispositivos e acessórios que foram aprimorados ao longo do tempo para permitir a otimização do processo de aquisição da imagem radiográfica. Esses dispositivos permitem controlar as condições de exposição com o objetivo de minimizar as doses de exposição e de melhorar a qualidade da imagem gerada. Alguns desses acessórios são indispensáveis para o funcionamento do aparelho e a obtenção da imagem diagnóstica.

Os limitadores do feixe

Os fótons X, assim como toda radiação eletromagnética, se propagam a partir da fonte em direções diversas e em linha reta até interagirem com um alvo e serem atenuados, ou absorvidos. Por esse fato, o tubo de raios X é fabricado em vidro de alto teor de chumbo (vidro plumbífero) no qual existe uma janela com objetivo de limitar a saída dos fótons X a uma região determinada. O tubo é alojado em uma cápsula de metal revestida de chumbo e que também possui uma janela, alinhada com a janela existente no vidro do tubo, para a saída do feixe. O feixe gerado, que tem a trajetória das janelas, é denominado "feixe útil", uma vez que os raios que não têm essa trajetória não devem sair do interior do alojamento do tubo.

Os limitadores do feixe de raios X são dispositivos associados ao tubo que permitem regular o tamanho e a área de incidência do feixe. Dessa forma, a área irradiada fica limitada à região de interesse, fazendo com que o objeto irradiado receba uma menor dose de radiação com a minimização da radiação espalhada. Os limitadores do feixe de raios X têm duas funções básicas: diminuir a zona de penumbra[1] e proteger o paciente minimizando as doses de radiação que recebe. A zona de penumbra ocorre na região mais distante do raio central devido ao fato de o foco do feixe de raios X não ser pontual. Quanto menor o campo irradiado, menor o volume de tecido irradiado e, consequentemente, menor a dose absorvida pelo paciente.

Quanto mais limitada é a área a ser irradiada, melhor o resultado da exposição, pois isso permite a geração da imagem diagnóstica com o menor

dano biológico possível, já que promove uma diminuição da quantidade de radiação espalhada. Os limites do feixe podem ser determinados por três sistemas distintos:

- abertura do diafragma
- cones e cilindros
- colimadores

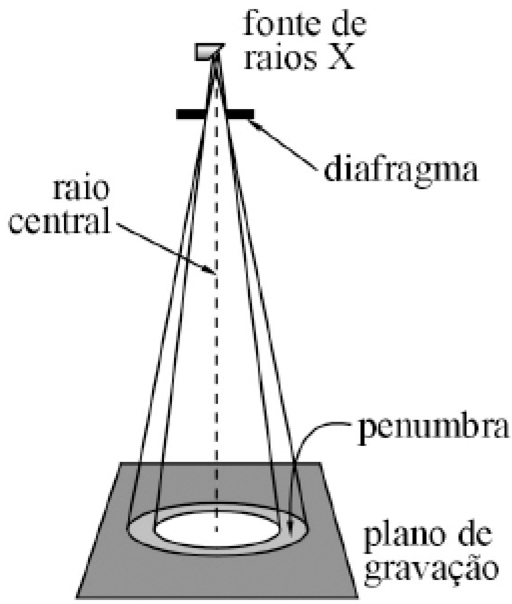


Figura 2.13 – Geração de penumbra devido ao foco não pontual

A limitação da abertura do diafragma é a maneira mais simples de se fazer a limitação do feixe de raios X. Consiste numa chapa de chumbo com um orifício central presa ao cabeçote do tubo. A forma do orifício determina a forma e o tamanho do campo a ser irradiado. O diafragma é um dispositivo simples, no entanto, permite a geração de uma região de penumbra na periferia do campo irradiado (veja a figura 2.13). Como a penumbra surge porque o foco da fonte do feixe de raios X não é pontual, quanto mais distante do tubo o diafragma puder ser posicionado, menor é a região de penumbra por ele gerada.

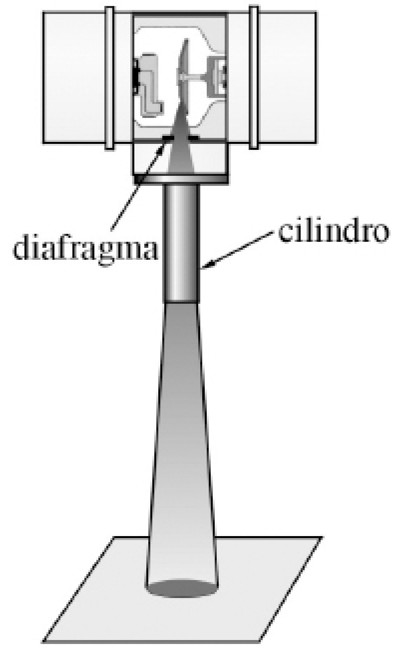


Figura 2.14 – Formato de um colimador de feixe de raios X tipo cilindro

Com o objetivo de diminuir a região de penumbra são utilizados os cones, ou os cilindros limitadores (veja a figura 2.14). Os cilindros têm a característica de limitar o feixe de raios X na saída, ao passo que os cones apresentam uma área de saída maior que a dos cilindros. Normalmente, esses dispositivos são utilizados para a realização de exames do crânio e seios da face, e contribuem muito para a melhoria da imagem e a redução da dose de radiação pela restrição da área irradiada. Tanto os cilindros como os cones funcionam como limitadores de feixe, e como são posicionados distantes do tubo gerador de raios X, apresentam aberturas maiores que a do diafragma. As imagens geradas com o auxílio de cilindros e cones apresentam uma menor zona de penumbra. Em alguns casos existe a possibilidade do uso de cilindros extensores adaptáveis, que permitem uma redução ainda maior da zona de penumbra. No entanto, o aprimoramento da tecnologia dos tubos de raios X e a redução da área de foco têm diminuído o uso desses acessórios, os quais vêm sendo substituídos por dispositivos mais fáceis de manusear e com melhor resultado na restrição do feixe de raios X.

Os colimadores ajustáveis são compostos de dois pares de lâminas de chumbo com ajustes independentes, e são atualmente muito comuns nos

aparelhos de raios X diagnósticos. Permitem a limitação do campo de maneira a irradiar somente a região a ser observada. Os colimadores possuem uma lâmpada interna que gera um feixe luminoso utilizado para delimitar o campo a ser irradiado antes do disparo do feixe de raios X.

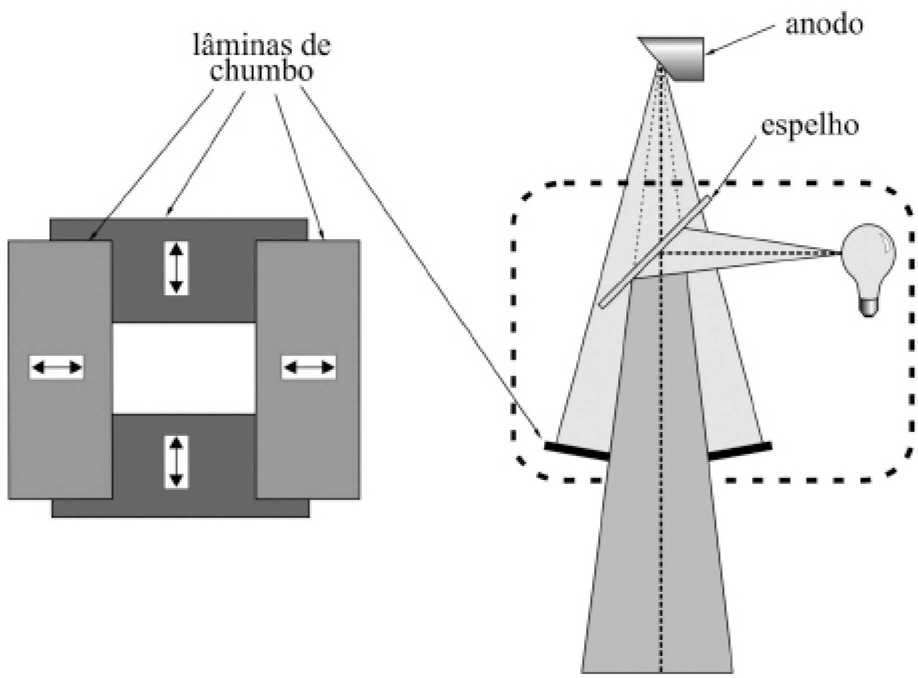


Figura 2.15 – Colimador ajustável

A figura 2.15 apresenta uma vista superior dos dois conjuntos de lâminas de chumbo que se deslocam aos pares – aquelas que se encontram em oposição. O ajuste independente dos dois pares de lâminas permite a delimitação de infinitos campos quadrados ou retangulares e possibilita minimizar a área a ser irradiada. O colimador ajustável está representado na região tracejada: o feixe de luz emitido pela lâmpada é refletido pelo espelho e segue o mesmo trajeto que é percorrido pelo feixe de raios X. Os dois feixes são limitados pelas lâminas de chumbo e saem do colimador com a mesma largura (feixe útil). A figura apresenta em detalhe o posicionamento das lâminas de chumbo móveis, do espelho e da lâmpada. A janela de entrada fica conectada junto ao diafragma e serve de entrada do feixe de raios X no interior do colimador. Pela janela de saída saem o feixe luminoso e de raios X que são direcionados para o objeto.

O raio central do feixe deve estar sempre posicionado no centro da área delimitada. Desde que a lâmpada e o espelho estejam bem alinhados, o raio central do feixe luminoso também incide no centro da área delimitada. Para a irradiação do objeto, o feixe luminoso é acionado, e através do ajuste do conjunto de lâminas é possível delimitar a área a ser irradiada, que fica iluminada. Após a definição da área, o feixe de raios X é disparado com o objetivo de gerar a imagem.

O filme radiográfico

O filme radiográfico é frequente e erroneamente denominado ‘‘chapa radiográfica”. Essa denominação incorreta tem origem no início da geração de imagem diagnóstica por raios X, quando se utilizava uma chapa de vidro para a fixação da imagem radiográfica. Desde então, o meio físico de suporte da imagem sofreu grandes alterações até chegar à base de poliéster transparente azul, atualmente utilizada como meio físico para a fixação da imagem.

A geração da imagem está associada à quantidade e qualidade de radiação que atinge o filme e ao processamento para sua revelação, sendo necessário que o objeto radiografado apresente regiões com características diferentes de absorção do feixe de raios X para que haja formação de imagem por contraste. Uma imagem é considerada de boa qualidade quando apresenta regiões pretas e regiões brancas brilhantes, as quais garantem o surgimento de todos os tons de cinza intermediários distinguíveis pelo olho humano.

Os filmes radiográficos possuem uma camada especial que contém cristais de sal de prata, constituindo uma emulsão fotossensível aplicada aos dois lados da base. Sobre a camada de emulsão aplica-se uma camada de gelatina para proteger o filme radiográfico durante o manuseio. Nesse tipo de filme, após a revelação, são geradas duas imagens, uma em cada lado do suporte, que são complementares. Esse tipo de estrutura permite diminuir o tempo de exposição praticamente pela metade, o que também reduz a dose no paciente.

A figura 2.16 apresenta a estrutura do filme radiográfico utilizado nas radiografias geradas em aparelhos convencionais de raios X e o processo de interação dos fótons na sensibilização das duas camadas de emulsão.

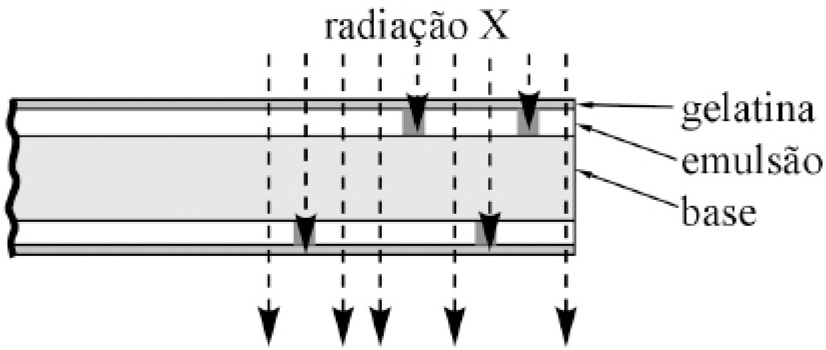


Figura 2.16 – Estrutura do filme radiográfico com geração de imagem latente nas duas camadas de emulsão

Deve-se lembrar, ainda, que menos de 2% do feixe de raios X original conseguem interagir com a camada de emulsão do filme radiográfico. Portanto, métodos de intensificação desse sinal são aplicados para que não haja necessidade de aumentar o tempo de exposição, buscando-se dessa forma limitar a dose absorvida pelo objeto. As telas intensificadoras, também conhecidas como “écrans”, são responsáveis pela amplificação do sinal obtido pela radiação que atravessa o objeto de maneira a permitir o registro da imagem no filme com menor exposição do paciente. Os fótons X, quando absorvidos pelo material fluorescente das telas intensificadoras, são convertidos em uma quantidade muito maior de fótons de luz, que são menos energéticos. Como o filme radiográfico utilizado nos aparelhos convencionais de raios X possui duas camadas de emulsão, são utilizadas duas telas intensificadoras.

Nos dias atuais é mais comumente utilizado o filme sensível à luz verde e, consequentemente, as telas intensificadoras que promovem a geração de fótons de luz na cor verde. A figura 2.17 apresenta o funcionamento da geração da imagem com auxílio das telas intensificadoras.

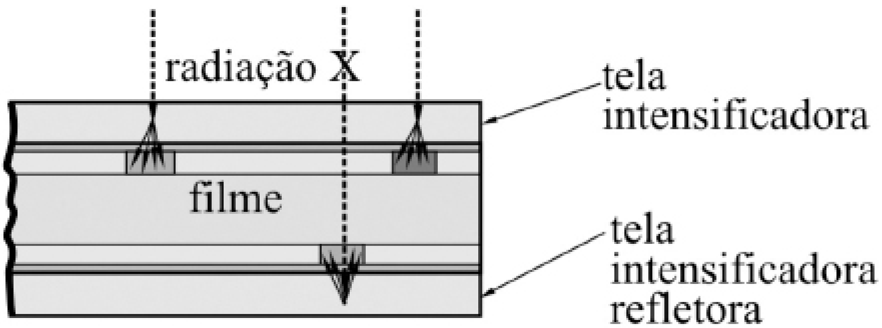


Figura 2.17 – Posicionamento das telas intensificadoras junto ao filme radiográfico

Os chassis

Os chassis, também conhecidos como cassetes, são compostos de duas folhas articuladas que se fecham e permitem acomodar as telas intensificadoras justapostas ao filme que irá produzir a imagem física após seu processamento. Assim, o filme e as telas intensificadoras são acomodados no interior do chassi em uma câmara escura, a qual protege o filme da exposição à luz, evitando, dessa forma, que ele seja velado. O chassi, além de proteger o filme da luz durante seu trajeto entre a sala de exames e a câmara escura, contribui significativamente para a qualidade da imagem, pois proporciona um ajuste homogêneo no acoplamento das superfícies das telas intensificadoras com o filme radiográfico. A figura 2.18 apresenta um esquema da acomodação do filme e das telas intensificadoras no interior do chassi.

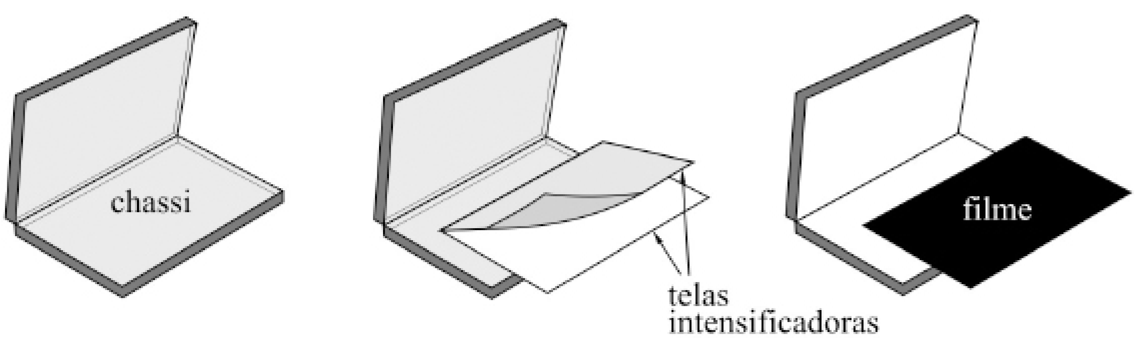


Figura 2.18 – Conjunto de chassi, telas intensificadoras e filme

As grades antidifusoras

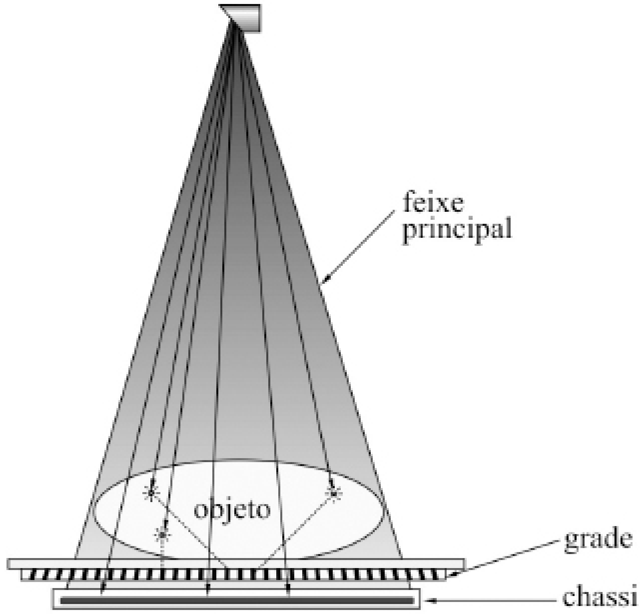


Figura 2.19 – Posicionamento de grade

A utilização de grade antidifusora é o meio mais funcional para remover a radiação espalhada do sinal que sai do objeto e é utilizado na geração da imagem. Durante o processo de irradiação do objeto no aparelho de raios X, a grade é posicionada próximo ao filme, conforme esquema apresentado na figura 2.19. A principal contribuição da grade está na melhora do contraste da imagem, pois retira do sinal gerador de imagem a maior parte da radiação espalhada gerada por efeito Compton.

A grade antidifusora é composta por uma série de lâminas delgadas de chumbo alternadas por material radiotransparente, alumínio ou acrílico. Essas lâminas de chumbo são posicionadas de tal maneira que a maioria dos raios X primários que ultrapassam o objeto passe entre elas sem atingi-las. No entanto, para a radiação espalhada, o posicionamento das lâminas é tal que tende a suprimir os efeitos dessa radiação através de sua absorção pelas lâminas de chumbo.

Sistemas de processamento

O sistema de processamento é fundamental para a eficiência do processo de geração da imagem diagnóstica. Para o processamento dos filmes, é

necessária uma câmara escura, onde a revelação do filme pode ser feita de forma manual, ou utilizando uma processadora automática de filmes. Os dois processos são muito semelhantes: após a exposição, o filme radiográfico é retirado do chassi dentro do ambiente escuro, passado pelo químico revelador, pelo fixador, lavado em água, e colocado para secar.

2.9 Imagens diagnósticas

As imagens diagnósticas geradas em aparelhos de raios X representam estruturas volumétricas registradas sobre um plano de gravação. Assim, a radiografia apresenta estruturas anteriores e posteriores ao objeto sobrepostas, razão pela qual o posicionamento correto do objeto e a incidência correta do feixe são fundamentais para a visibilização da estrutura desejada. Pela observação das estruturas contidas na imagem e de suas alterações é que o médico especialista pode emitir um laudo diagnóstico.

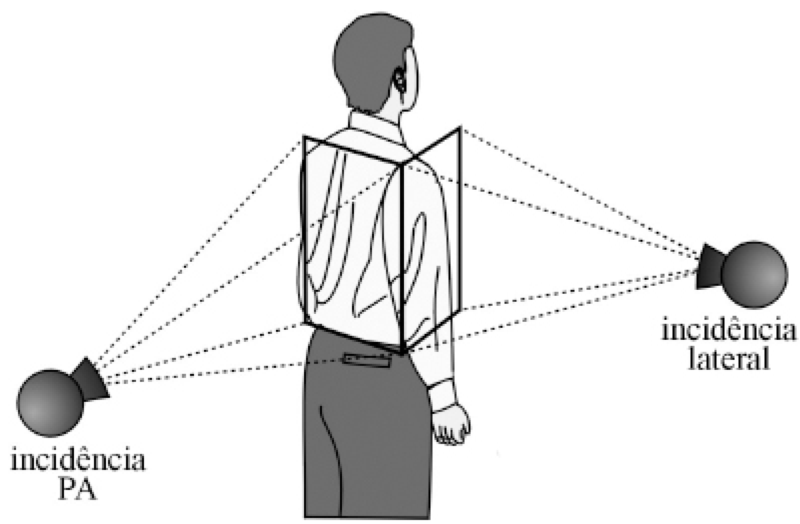


Figura 2.20 – Incidências PA e lateral

A geração da imagem é baseada no contraste entre as estruturas, ou seja, na característica de absorção diferenciada do feixe de raios X pelos diversos tecidos que compõem o objeto irradiado. Assim, de modo geral, para se ter uma noção do posicionamento volumétrico de qualquer estrutura interna,

deve-se realizar no mínimo duas incidências do volume desejado: uma frontal e outra lateral. Estruturas mais complexas, como articulações, exigem no mínimo três exposições. A figura 2.20 apresenta as incidências do feixe em PA e lateral direita e a figura 2.21 apresenta duas radiografias de tórax geradas a partir das incidências PA e lateral, com objetivo de observar uma válvula cardíaca recentemente implantada por cirurgia torácica.

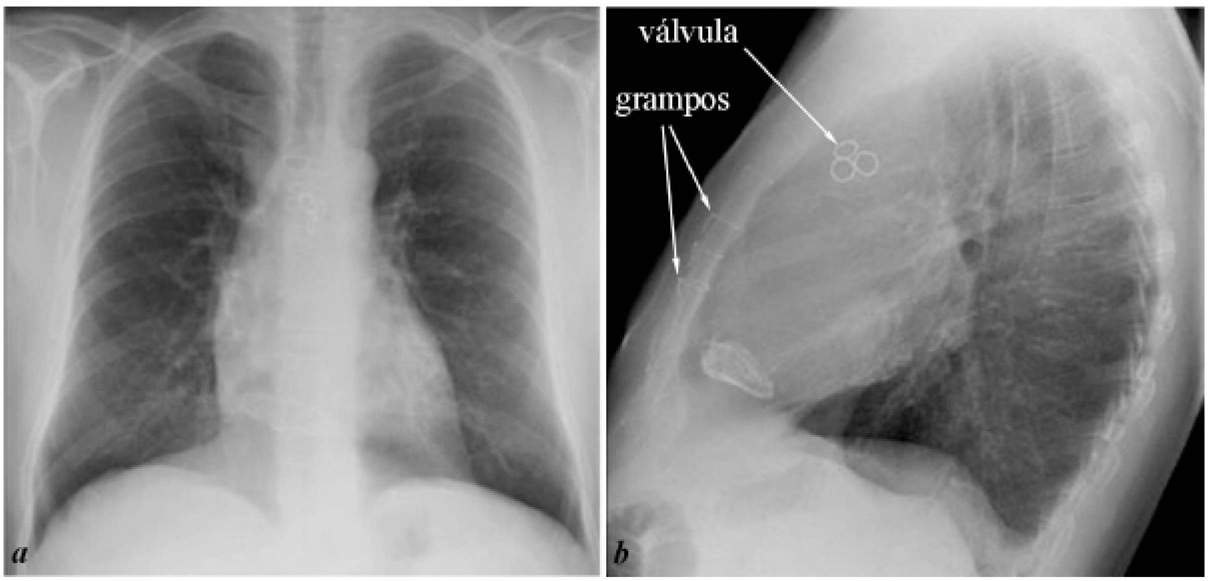


Figura 2.21 – Radiografias do tórax: incidência PA (*a*) e incidência lateral (*b*)

Na imagem (*a*) é possível observar a sobreposição de estruturas anteriores e posteriores como as clavículas, as escápulas, as vértebras da coluna torácica, a traqueia e o mediastino. Na imagem (*b*) é possível observar melhor o posicionamento da válvula cardíaca, bem como os grampos de união da parede anterior do tórax, os quais podem ser mais claramente observados através da imagem obtida com incidência lateral do feixe de raios X, em virtude de menor sobreposição das estruturas radiopacas.

A partir da imagem (*a*), a válvula e os grampos ficam sobrepostos à coluna vertebral, o que impossibilita sua visibilização de forma nítida; isso se deve ao fato de a coluna vertebral ser composta por um tecido muito radiopaco e, por isso, apresenta-se muito clara na imagem radiológica. Pelo fato de as imagens geradas em aparelhos de raios X serem de estruturas volumétricas, os órgãos aparecem sobrepostos no plano de imagem. Por essa razão, é fundamental que

o profissional responsável pela geração de imagem tenha um bom conhecimento da estrutura anatômica e do objetivo da imagem, para que o posicionamento do paciente seja feito de tal maneira a ressaltar a estrutura que se deseja observar, buscando minimizar as interferências promovidas por outras estruturas durante o processo de aquisição da imagem.

Além do conhecimento do posicionamento correto do objeto, deve-se conhecer a técnica correta na escolha dos parâmetros de controle via painel de comando: a alta-tensão (kV), o fator mAs [a corrente catodo-anodo (mA) vezes o tempo de exposição (s)] e a distância foco-objeto, levando-se em conta o objetivo da imagem, a região a ser radiografada, o biótipo do paciente e o tamanho do filme a ser utilizado. O processamento do filme deve ser eficiente para manter a eficácia do processo de geração da imagem diagnóstica. Essa eficácia consiste na obtenção da imagem ótima com a menor exposição do indivíduo irradiado.

A figura 2.22 apresenta uma radiografia do pé obtida por uma incidência lateral do feixe de raios X. Nesse tipo de posicionamento, observa-se uma sobreposição dos ossos do metatarso e das falanges, em virtude de ser uma imagem de volume em um plano. Assim, a sobreposição de estruturas impede a visibilização de determinados contornos e tecidos. Para obtenção de detalhes dessas estruturas sobrepostas são necessários posicionamentos complementares que permitam gerar novas imagens do pé.



Figura 2.22 – Radiografia do pé em incidência lateral

Na figura 2.23 aparecem duas imagens radiográficas com posicionamentos diferentes: uma com feixe em incidência AP e outra com incidência médio-lateral oblíqua, além de um desenho da estrutura óssea do pé numa vista superior. Comparando as imagens obtidas por essas duas incidências, é possível ver melhor os contornos das falanges e os espaçamentos intra-articulares. Essas imagens permitem, ainda, melhor observação dos ossos do metatarso. Cada posicionamento permite ressaltar uma determinada estrutura em detrimento de outras que ficam menos visíveis em função da sobreposição.

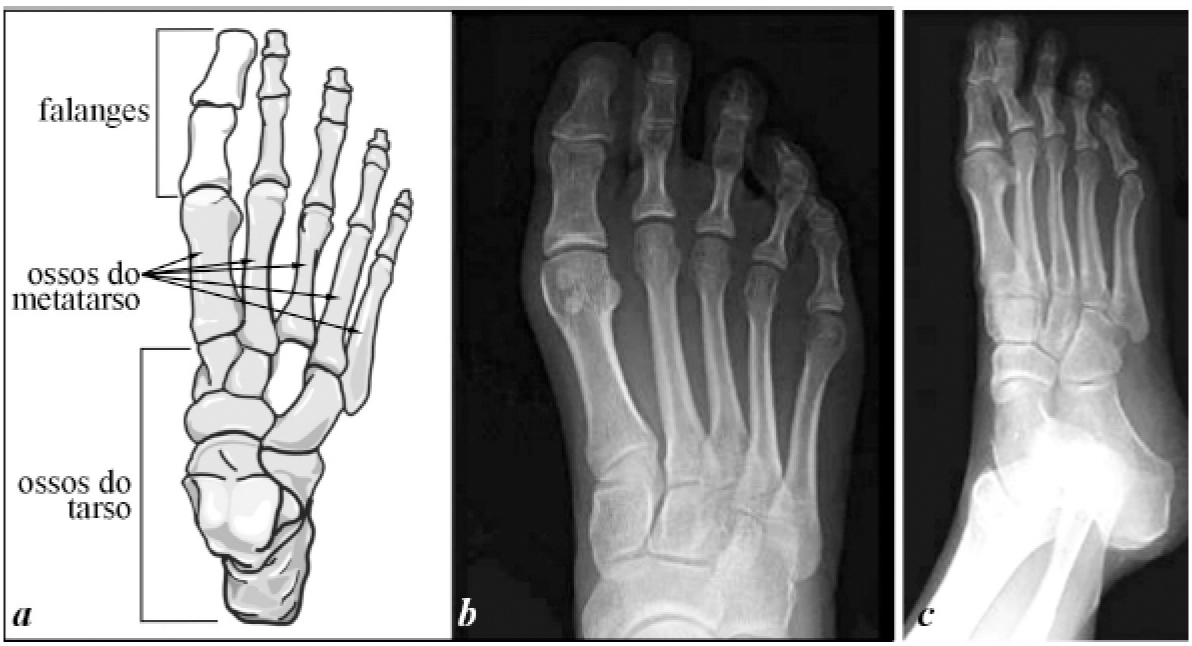


Figura 2.23 – Imagens do pé: anatomia óssea (*a*), radiografia em Incidência AP (*b*) e radiografia em incidência lateral-oblíqua (*c*)

O posicionamento correto do objeto a ser radiografado é fundamental para a obtenção das imagens das estruturas desejadas, uma vez que os ossos, devido às articulações, alteram suas posições de acordo com a movimentação do corpo. Pelas radiografias apresentadas na figura 2.24, podem ser observados os ossos do antebraço, rádio e ulna. Para obter essas imagens houve incidência do feixe de raios X no sentido póstero-anterior (PA) do antebraço em (*a*), no sentido ântero-posterior (AP) em (*b*), e uma incidência lateral (*c*).

Apesar de as incidências do feixe AP e PA apresentarem imagens praticamente idênticas para peças simples, isso não ocorre para peças articuladas, quando existe alteração do posicionamento. Essa modificação de posicionamento das estruturas devido ao reposicionamento do braço pode ser observada comparando-se as imagens (*a*) e (*b*). A inversão de posição da mão no momento da incidência promove deslocamentos diferenciados entre os ossos do antebraço gerando imagens completamente distintas. Na radiografia (*a*) houve uma incidência PA com a região anterior da mão apoiada na mesa de exames, e na radiografia (*b*) houve uma incidência AP com a região posterior da mão apoiada na mesa. Já a radiografia (*c*) apresenta uma incidência lateral com a região anterior da mão apoiada na mesa.

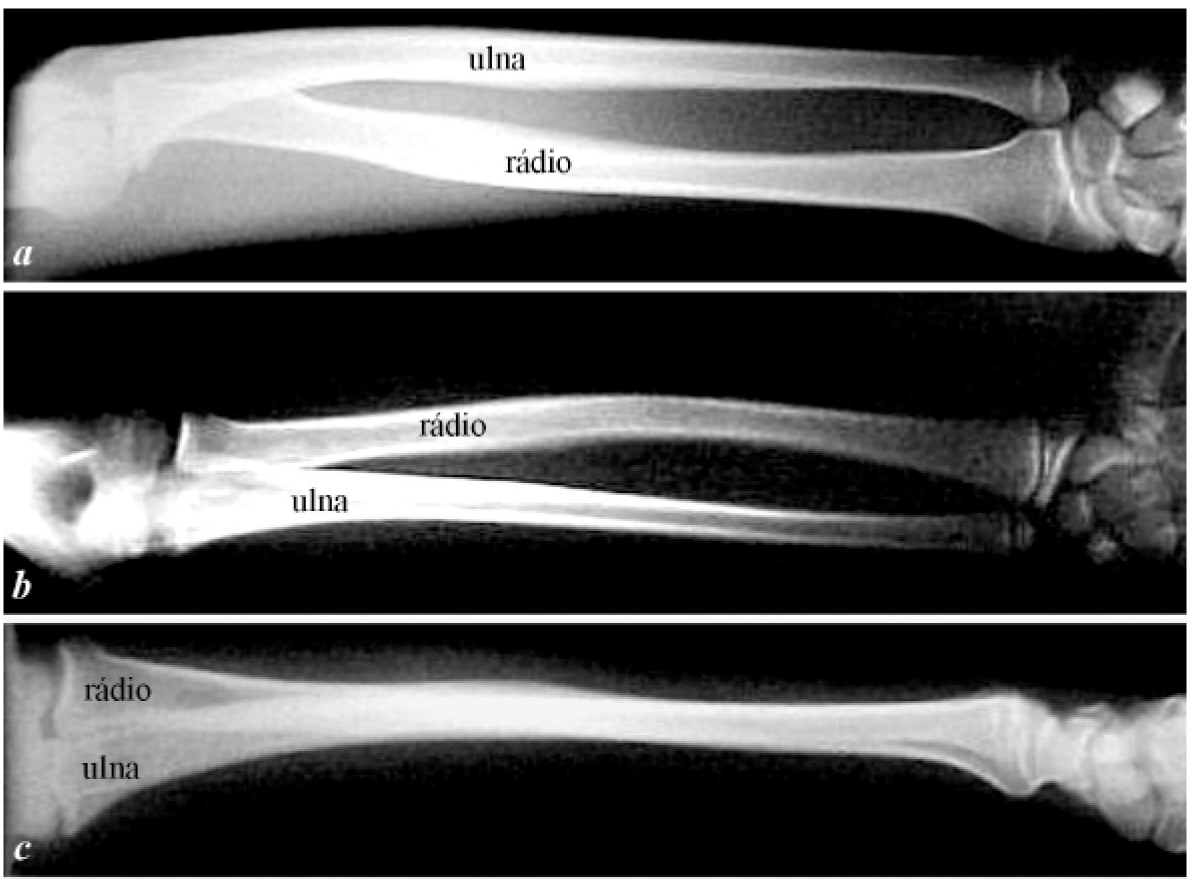


Figura 2.24 – Radiografias do antebraço: incidência PA (*a*), incidência AP (*b*), e incidência lateral (*c*)

Tanto na incidência AP quanto na incidência PA, a porção distal dos ossos se apresenta praticamente sem sobreposição, facilitando observar-se a articulação do antebraço com o punho, ao passo que a região proximal é melhor observada na incidência AP e na incidência lateral, nas quais a articulação com o braço promove pequena sobreposição óssea.

As radiografias apresentadas na figura 2.25 foram geradas através de uma incidência lateral do feixe e permitem a visibilização da estrutura óssea da articulação do joelho. Na imagem (*a*) aparece uma articulação normal e na imagem (*b*), uma articulação reconstituída pela inserção de próteses na porção distal do fêmur, proximal da tíbia e patela. Pode-se constatar por essas radiografias que o material utilizado para fabricação da prótese absorve uma parcela muito maior do feixe de raios X que o tecido ósseo e, por essa razão, aparece muito mais claro na imagem. Observa-se ainda que houve marcação nessas imagens, informando que a articulação radiografada pertence a um membro do lado direito do paciente. A marcação e a identificação da imagem no momento de sua geração são imprescindíveis para evitar-se a possibilidade de ocorrência de diagnósticos e procedimentos subsequentes incorretos.

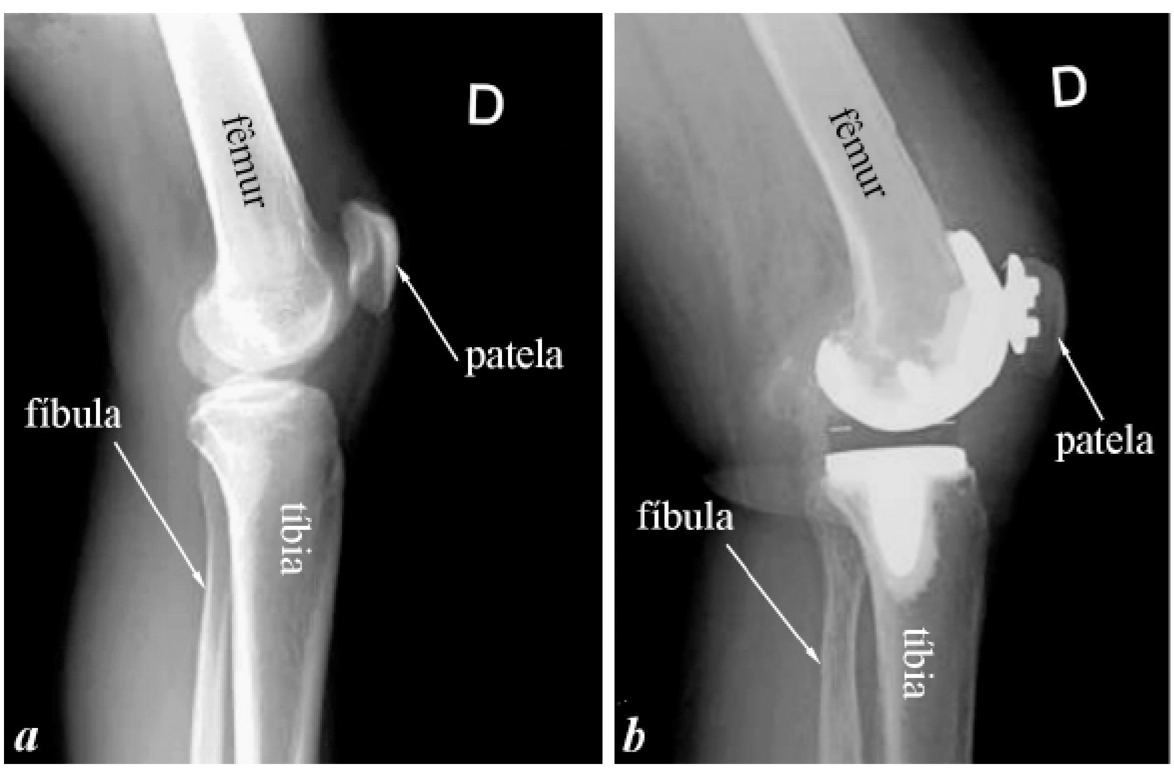
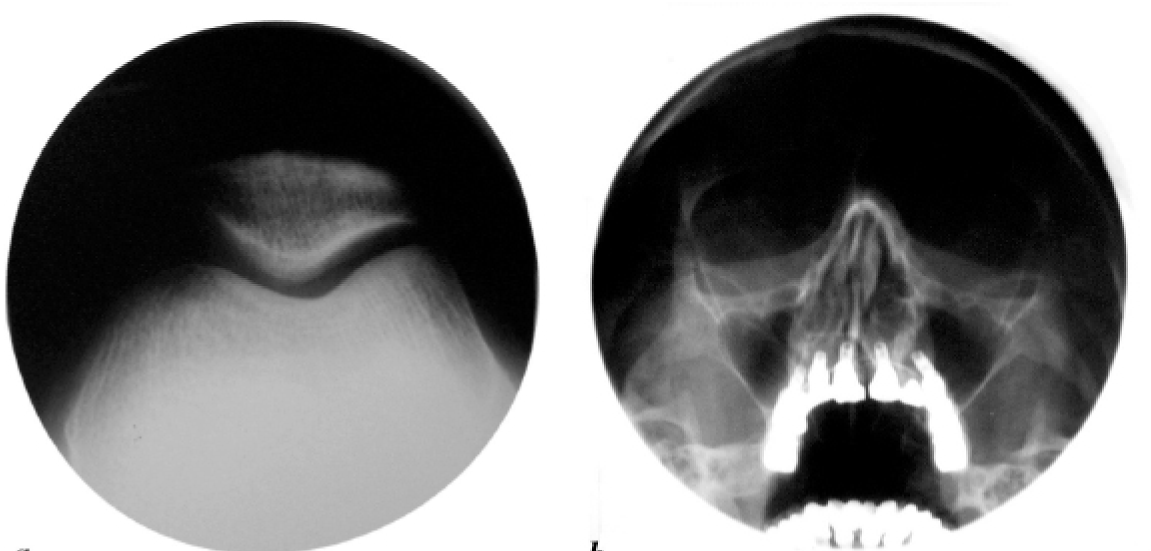


Figura 2.25 – Radiografias da articulação do joelho em incidência lateral



a *b*

Figura 2.26 – Radiografias obtidas com o uso de cilindro:
axial de joelho (*a*) e ossos da face – waters (*b*)

As radiografias apresentadas na figura 2.26 foram geradas com o uso do cilindro limitador de feixe. O uso do cilindro permite que o feixe seja limitado mais distante do seu foco de origem, resultando na diminuição da zona de penumbra causada pelo foco não pontual do feixe de raios X. Além de promover uma maior restrição da área de incidência do feixe, reduzindo o volume irradiado, o cilindro promove maior nitidez de imagem. Devido à forma circular da saída do feixe no cilindro, as imagens apresentam um limite circular.

A imagem (*a*) apresenta uma radiografia obtida pela incidência conhecida como "axial de joelho", na qual o paciente é posicionado com a perna flexionada e o raio central do feixe incide no espaço articular patelofemoral. Nessa imagem é possível observar a patela e a extremidade distal do fêmur, bem como o espaço articular. No estudo diagnóstico é feita uma comparação das imagens dos dois joelhos.

A imagem (*b*) apresenta uma radiografia de crânio obtida numa incidência PA do feixe conhecida como "incidência de Waters". Nessa imagem radiográfica é possível observar os implantes dentários nos ossos maxilares e

mandíbula. Devido à alta absorção do feixe de raios X promovida pelos metais e pelos materiais cerâmicos presentes nas estruturas dos implantes dentários, estes se apresentam na imagem mais claros que os ossos da região. Esse tipo de incidência é utilizado para a observação dos seios e ossos da face.

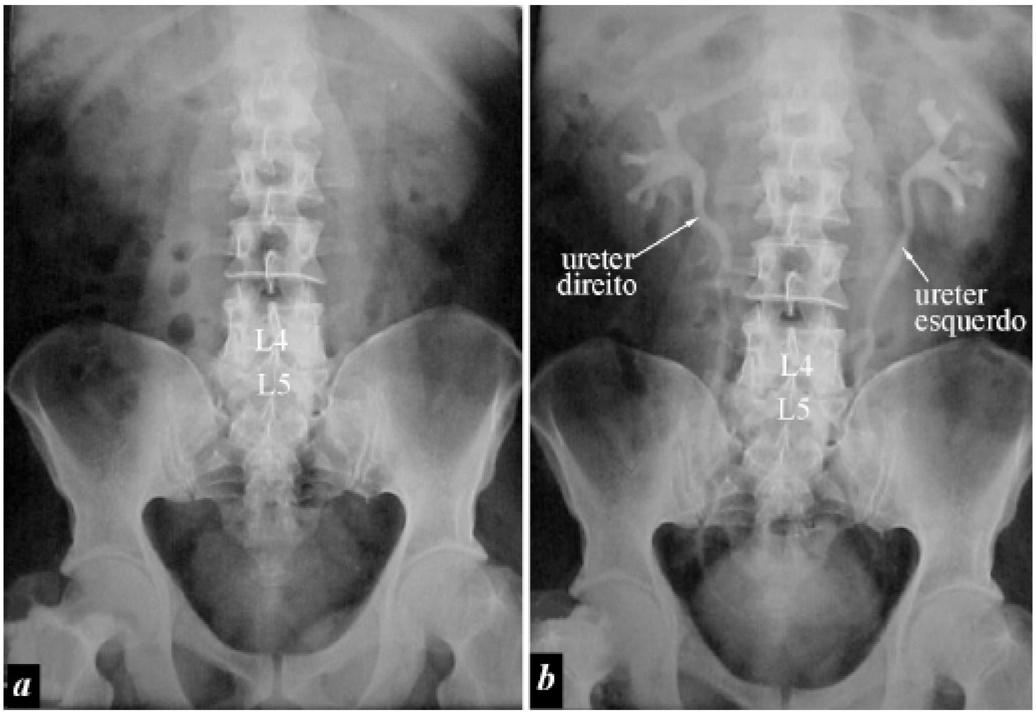


Figura 2.27 – Radiografias AP de abdome: sem meio de contraste (*a*) e com meio de contraste no sistema urinário (*b*)

A imagem é baseada na existência de contraste e, para que se obtenha imagem através dos raios X, é necessário que haja diferença de absorção do feixe de raios X entre as estruturas a observar. É comum o uso de meio de contraste para ressaltar estruturas que apresentam uma absorção semelhante do feixe de raios X em relação às estruturas vizinhas. A figura 2.27 apresenta duas imagens radiográficas do abdome, pertencentes a uma sequência de radiografias realizadas em um exame de urografia excretora.

A urografia excretora tem por objetivo estudar o sistema urinário na suspeita de alterações anatômicas, obstruções ou cálculos. Através da radiografia (*a*) é possível observar as estruturas ósseas da coluna lombar, da pelve, das articulações coxofemorais além de algumas costelas. Na imagem (*b*)

o uso de meio de contraste à base de iodo sendo excretado através da urina permite ver as pelves renais, os ureteres esquerdo e direito e a bexiga. O meio de contraste à base de iodo apresenta um coeficiente de absorção linear do feixe de raios X maior que o do osso cortical e, por isso, aparece branco na radiografia, ressaltando as estruturas por ele preenchidas.

O uso de meio de contraste à base de iodo é também muito útil para ressaltar o sistema vascular, uma vez que o sangue apresenta uma característica de absorção do feixe de raios X semelhante à dos músculos e demais tecidos moles. Através da introdução do meio de contraste na corrente sanguínea é possível alterar a característica de absorção do feixe de raios X pelo sangue e, dessa forma, verificar se existe alguma alteração anatômica nas vias do sistema circulatório.

Outro uso comum de meio de contraste ocorre na observação diagnóstica do sistema digestório, tanto de estômago e esôfago como dos intestinos. O bário é o contraste preferido para esse tipo de investigação. O bário normalmente é tóxico para o organismo, mas na forma de sulfato de bário é utilizado de modo seguro como meio de contraste nas radiografias do aparelho digestivo, devido ao fato de esse sal ser insolúvel em água e gordura. Nesse caso, o meio contraste é introduzido por via oral ou retal, permitindo que essas estruturas sejam ressaltadas e visibilizadas através de imagens geradas pelos raios X.

A figura 2.28 apresenta três radiografias da mão, obtidas por incidência do feixe no sentido póstero-anterior (PA) com a mão espalmada, nas quais foram utilizados os parâmetros: alta-tensão de 63kV para as três imagens, fator mAs igual a 2 para a imagem (*a*), 3 para a imagem (*b*) e 5 para a imagem (*c*). A utilização desses parâmetros resultou numa radiografia em subexposição, outra em exposição-padrão e outra em superexposição, respectivamente.

A imagem em subexposição aparece muito brilhante: as regiões do punho e proximal dos ossos do metacarpo não apresentam definição e isso se deve ao fato de que a parcela do feixe que atravessou essa região e atingiu o filme foi insuficiente para a formação de uma boa imagem diagnóstica. Na imagem (*b*) é possível observar claramente os limites dos ossos em relação aos tecidos moles

e a variação de absorção entre a região central e as extremidades. Na imagem (*c*) os limites dos ossos mais espessos, que absorvem mais o feixe de raios X, estão bem definidos; no entanto, ossos mais delgados, como as falanges distais, não apresentam limites bem definidos pelo fato de a parcela do feixe que atingiu o filme ter sido maior que a necessária para formação de uma boa imagem diagnóstica, e por isso a imagem está escura.

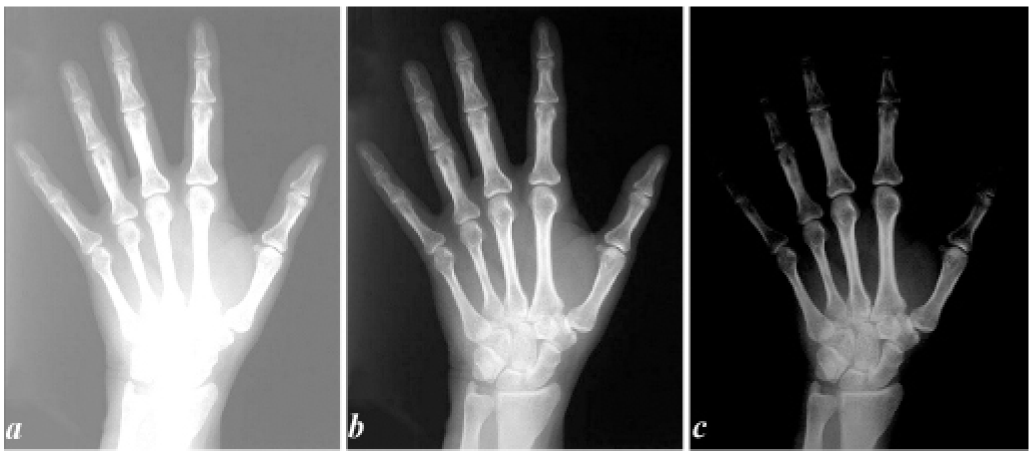


Figura 2.28 – Radiografias da mão em incidência PA: em subexposição (*a*), em exposição padrão (*b*) e em superexposição (*c*)

O controle do brilho da imagem deve ser feito pelo controle do fator mAs, que corresponde ao valor da corrente (mA) vezes o tempo de exposição (s). Esse fator pode ser modificado tanto pela alteração do tempo de exposição quanto pela alteração do valor da corrente (mA) do tubo de raios X. Quanto maior o valor do fator mAs, maior a quantidade de fótons X que atinge o filme e mais escura fica a imagem, e vice-versa. Para o controle do fator mAs, o responsável pela aquisição da imagem deve ter sempre em mente que um aumento significativo do tempo pode gerar artefatos de movimento na imagem, e um aumento significativo da corrente do tubo (mA) pode promover um maior aquecimento do anodo e um desgaste mais rápido do mesmo.

As radiografias de tórax, com incidências póstero-anterior (PA) apresentadas na figura 2.29, foram obtidas mediante duas escolhas diferentes de parâmetros: 90kV e 3mAs, apresentada na imagem (*a*); e 70kV e 8mAs, apresentada na imagem (*b*). A radiografia (*a*) apresenta alto contraste, ao passo

que a radiografia (*b*) apresenta baixo contraste, o que pode ser observado com o auxílio da escala de cinzas utilizada na lateral esquerda de cada imagem. O feixe de raios X utilizado para a geração da imagem (*a*) é mais penetrante e, por isso, atravessa o objeto mais facilmente, ao passo que o feixe utilizado na imagem (*b*) é menos penetrante. Devido ao fato de que um aumento no valor da alta-tensão de alimentação do tubo (kV), promove um aumento no número de fótons luminosos que atinge o filme em virtude do aumento da energia média do feixe e do aumento simultâneo da quantidade dos fótons que o compõe, o aumento do valor do kV deve ser acompanhado por uma diminuição significativa do valor do mAs para que a imagem não fique superexposta (muito escura). O fato de uma imagem apresentar alto ou baixo contraste não implica em ser boa ou ruim: tudo depende do objetivo para o qual essa imagem é gerada.

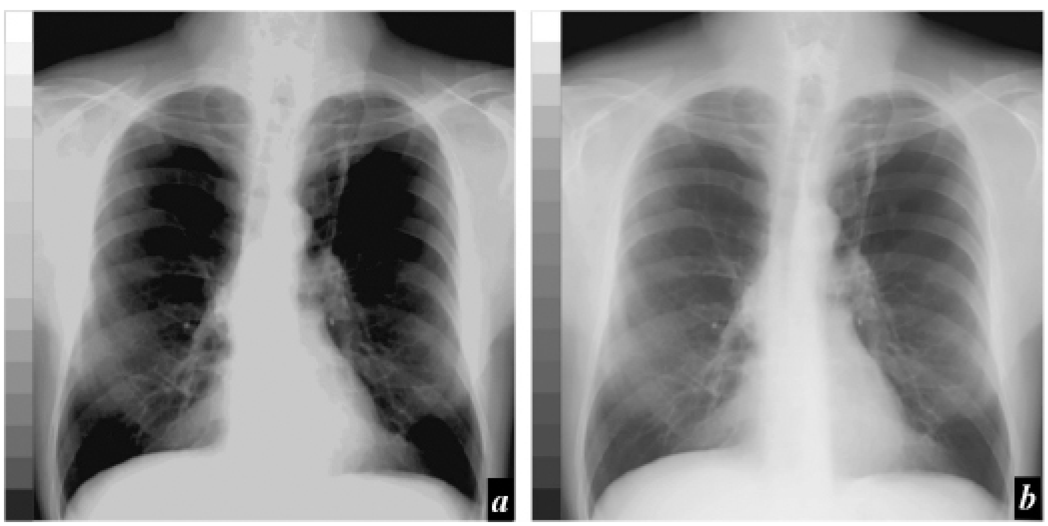


Figura 2.29 – Imagens de tórax em incidência AP: com alto contraste (*a*) e com baixo contraste (*b*)

Imagens de alto contraste geram mais detalhes de tecidos que apresentam grande absorção do feixe de raios X em relação a tecidos que apresentam menor absorção, ou seja, apresentam pequena variação de tons de cinza para os tecidos moles. Imagens de baixo contraste apresentam uma variação maior na escala de cinza para os tecidos menos radioabsorventes, propiciando mais informações sobre esses tecidos. Portanto, a escolha de um valor de kV mais

alto ou mais baixo deverá ser feita baseada no objetivo da imagem – de alto contraste ou de baixo contraste – lembrando sempre que a variação do valor da alta-tensão (kV) deve ser acompanhada de uma compensação no valor da corrente (mA) para não haver geração de imagem sub nem superexposta. A variação do valor da alta-tensão (kV) de alimentação do tubo de raios X não só promove uma variação na penetração do feixe, como também na quantidade de fótons X nele existentes.

A utilização das imagens diagnósticas por raios X em Medicina Veterinária é também muito importante. A figura 2.30 apresenta imagens radiográficas de um gato que sofreu traumatismos em virtude de um atropelamento. O objetivo da geração desse tipo de imagens é a verificação de ocorrência e identificação de fraturas ósseas. A radiografia (*a*) apresenta os membros anteriores e a cabeça do animal: a imagem da cabeça está em subexposição e os limites das estruturas ósseas dos membros anteriores estão bem definidos. Através dessa imagem, as fraturas completas e o deslocamento de parte dos dois ossos do membro anterior direito podem ser claramente observados. A radiografia (*b*), uma incidência lateral, apresenta a imagem da cabeça, da coluna cervical e parte da coluna torácica com os limites ósseos bem definidos. No entanto, os ossos dos membros anteriores apresentam-se subexpostos. É comum nas imagens de radiodiagnóstico geradas em Medicina Veterinária o aparecimento de áreas com sub ou superexposição devido à não cooperação do animal durante o processo de aquisição da imagem e às dificuldades de sua contenção. Frequentemente o animal deve ser sedado para que a aquisição da imagem radiográfica possa ser realizada.



Figura 2.30 – Radiografias veterinárias: Incidência DV (*a*) e incidência lateral (*b*)

A figura 2.31 apresenta três radiografias de mamíferos. A radiografia (*a*) apresenta uma incidência do feixe de raios X no sentido ventro-dorsal (VD) da pélvis de um cão em que é possível observar as vértebras da coluna lombar e os ossos dos membros posteriores. Na radiografia (*b*), uma incidência do feixe no sentido dorsoventral (DV) em que pode ser visibilizado todo o esqueleto de um rato de laboratório. Na imagem (*c*), uma incidência lateral de um macaco na qual aparece a cabeça, a coluna cervical, parte da coluna torácica e os ossos dos membros anteriores. A geração de imagens de radiodiagnóstico de pequenos animais pode ser feita com os mesmos aparelhos utilizados para a geração de imagens de seres humanos, ou com aparelhos menos potentes. No entanto, para a geração de imagens de animais de grande porte, como equinos, por exemplo, é necessário um aparelho de raios X especial que permita a geração de um feixe capaz de atravessar volumes maiores de tecidos vivos. Além disso, animais de maior porte exigem posicionamentos especiais.

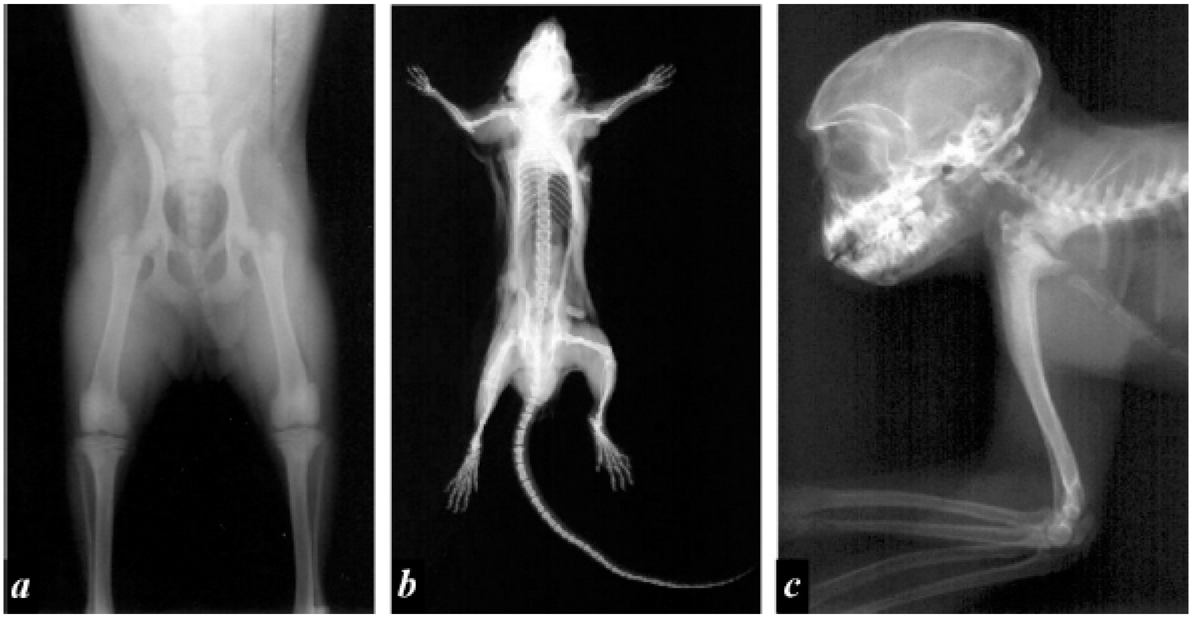


Figura 2.31 – Radiografias veterinárias: pelve de cão (*a*), rato (*b*) e macaco (*c*)

2.10 Radiografia digital

A imagem digital apresenta uma série de vantagens em relação à imagem física, desde a facilidade de alteração de brilho, contraste e intensidade, que permite melhorar a qualidade da imagem sem a necessidade de "reirradiação" do paciente, até a economia no processo de armazenagem. A disponibilização da imagem diagnóstica em rede de dados permite o seu acesso rápido e o laudo diagnóstico pode ser realizado em pontos distantes do local de aquisição.

Assim, ao invés de utilizar o sistema de filmes radiográficos para gerar a radiografia utilizada para visibilizar a imagem diagnóstica que permite emitir laudo clínico, as imagens digitais permitem visibilização por terminal de vídeo de alta definição e maior facilidade tanto na aquisição quanto no arquivo e transporte através de uma rede de dados.

Existem dois processos distintos para a obtenção de radiografia digital denominados CR (*computed radiography*) e DR (*digital radiography*). No processo de obtenção da radiografia digital por CR, a aquisição é feita de forma indireta utilizando-se um chassi especial contendo uma placa digitalizadora capaz de armazenar a imagem latente. Após a exposição, esse chassi exposto é colocado

em uma leitora especial capaz de ler as informações contidas na placa digitalizadora e gerar a imagem digital. Após a leitura da informação, a placa digitalizadora é apagada e pode ser reutilizada para novas aquisições.

No processo de obtenção da radiografia digital por DR, o conjunto composto pelo chassi, telas intensificadoras e filme é substituído por uma placa digitalizadora, composta por células capazes de detectar a radiação que atravessa o paciente e transformar essa informação em um sinal digital. A placa que capta o sinal de raios X é conectada diretamente a um sistema computacional. A imagem latente gerada na placa digitalizadora durante a exposição é imediatamente transmitida ao computador gerando a radiografia digital em tempo real.

Independentemente do método utilizado para a aquisição da radiografia digital, a imagem pode ser posteriormente impressa em suporte físico para documentação do exame.

Exercícios propostos

2.1 Quando foram descobertos os raios X?

2.2 Qual o nome do cientista descobridor dos raios X?

2.3 Onde são gerados os raios X?

2.4 O que são os raios X artificiais?

2.5 Como são gerados os raios X característicos?

2.6 Como são gerados os raios X por *Bremsstrahlung*?

2.7 Quais os processos de interação dos fótons X com a matéria?

2.8 Caracterize os eletrodos de um tubo de raio X.

2.9 Justifique a escolha do tungstênio para a confecção do anodo do tubo de raios X.

2.10 Cite as vantagens do tubo de anodo giratório.

2.11 Descreva o tubo de raios X e seu princípio de funcionamento.

2.12 Defina o raio central.

2.13 Por que o feixe de raios X é considerado polienergético?

2.14 Identifique as principais partes de um aparelho de raios X com a sua função específica.

2.15 Identifique os limitadores do feixe de raios X.

2.16 Qual a vantagem do filme radiográfico possuir duas camadas de emulsão?
2.17 Para que serve a camada de gelatina que recobre a emulsão do filme?
2.18 Qual a função das telas intensificadoras e como são compostas?
2.19 Para que serve a tela intensificadora refletora?
2.20 Quais as características básicas de um bom chassi e qual a sua função?
2.21 Qual o principal objetivo do uso da grade antidifusora?
2.22 Descreva o processo de revelação do filme radiográfico.
2.23 Por que devem ser realizadas no mínimo duas exposições de um objeto?
2.24 Para que servem os meios de contraste?
2.25 Defina subexposição.
2.26 Caracterize uma imagem superexposta.
2.27 Quais os meios de contraste mais comumente utilizados em radiodiagnóstico?
2.28 Caracterize uma imagem de baixo contraste.
2.29 Quais os dois processos que permitem a geração de radiografia digital?

REFERÊNCIAS

ASTON, Richard. *Principles of biomedical instrumentation and measurement*. Ohio: Merrill Publishing Company, 543p.

BONTRAGER, Kenneth L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 814p.

CARR, Joseph. *Biomedical equipment*: use, maintenance, and management. New Jersey: Prentice-Hall, 1992. 267p.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil Textbook of Medicine*. 22. ed. New York: Saunders. 2003. 2784p.

CHOTAS, H. G.; DOBBINS, J. T.; RAVIN, C. E. *Principles of digital radiography with large area, electronically readable detectors*: a review of the basics. Radiology. 1999. p. 595-599.

CLARO, J. R. *Manual prático da correta armazenagem, manipulação e processamento dos filmes para raios X médicos*. Rio de Janeiro: BRAF, 1987. 82p.

CURRY III, Thomas S. DOWDEY, James E., MURRY, Robert C. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. 522p.

Fundamentos de radiografia. [s.l]: Eastman Kodak Company, 1980. 128p.

HAJNAL, Joseph V.; HAWKES, David; HILL, Derek *Medical Image Registration*. Boca Raton: CRC Press, 2001. 394p.

HOXTER, E. A. *Introdução à técnica radiográfica*. São Paulo: Edgar Blucher, 1977. 22p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Diagnostic reference levels in medical imaging*: Review and additional advice. ICRP Publication, Oxford: Pergamon Press, UK. 2002. 14p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Radiation and your patient*: a guide for medical practitioners. ICRP Publication, Oxford: Pergamon Press. 17p.

JUHL, John H. CRUMMY, Andrew B. *Interpretação radiológica*. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1023p. 1996.

KOCH, H. A., RIBEIRO, E. C., TONOMURA, E. T. *Radiologia na formação do médico geral*. Rio de Janeiro: Revinter, 1977. 257p.

MINISTÉRIO DA SAÚDE - Portaria 453/98. *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Brasília: DOU 01/06/1998.

MINISTÉRIO DA SAÚDE - Resolução 64/2003 ANVISA - *Guia de procedimentos para segurança e qualidade de imagem em radiodiagnóstico médico*. Brasília: ANVISA, 2003. 64p.

MINISTÉRIO DA SAÚDE- ANVISA - RDC50/2002. Regulamento técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde. Brasília: DOU 20/03/2002.

MOURÃO, A. P. *Aparelhos de raios X*. Belo Horizonte: NEHOS/CEFET-MG. 2005. v.8. 91p.

PRASAD, Kedar N. *Handbook of radiobiology*. 2.ed. Boca Raton: CRC Press, 1995. 344p.

SHROY, Robert E; Van LYSEL Michael S.; YAFFE, Martin J. *X-Ray*. Chapter 61. In: *Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC press. 2000.

WEBSTER, John G. *Medical instrumentation*: application and design. 3.ed. New York: John Willey and sons, 1998. 682p.

---

1. Região parcialmente exposta ao feixe de raios X, zona de transição entre a região exposta e a região não exposta, gerada pela não pontualidade do foco do feixe.

Capítulo 3

Mamografia

A mamografia é um exame radiológico que permite o estudo das mamas por radiografias geradas com exposição restrita do paciente às radiações ionizantes. O papel fundamental da mamografia está na identificação precoce de tumores malignos, melhorando o prognóstico – geralmente os mamogramas são capazes de identificar tumores que levariam de um a dois anos para serem detectados à palpação. A mamografia ainda é utilizada como diagnóstico pré-cirúrgico na localização de áreas suspeitas, como guia de agulha na coleta de material para biópsia, e para avaliar massas da mama, palpáveis ou não palpáveis.

Apesar de ser o melhor exame para triagem do câncer de mama na população, já que permite a identificação precoce de tumores pela detecção de microcalcificações suspeitas, cerca de 10% dos cânceres de mama não podem ser diagnosticados através dos mamogramas, tornando-se necessário o uso de outros meios diagnósticos, principalmente a ultrassonografia. Além disso, é

extremamente importante ressaltar a necessidade de exames regulares das mamas pelo médico assistente e do autoexame mensal.

O exame-padrão exige a geração de quatro imagens, sendo duas de cada mama, embora em algumas situações, como em pacientes portadoras de próteses mamárias, possam ser necessárias incidências complementares. É um exame rápido, realizado por um profissional das técnicas radiológicas habilitado e interpretado pelo médico especialista, devendo sempre ser precedido pelo exame físico do médico assistente.

O diagnóstico por mamografia é feito pela comparação das imagens radiográficas das duas mamas. A comparação de imagens geradas em épocas distintas permite verificar alterações ocorridas no transcorrer desse período de tempo, como o aparecimento de nódulos. A importância que o exame de mamografia ganhou nas últimas décadas está diretamente associada ao processo de detecção precoce do câncer de mama, uma vez que não existe um método de prevenção do aparecimento da doença; o seu diagnóstico precoce é o melhor método existente para possibilitar a sua cura.

3.1 A anatomia da mama

As mamas são duas glândulas que se apresentam como um volume cônico ou hemisférico localizadas de cada lado da região anterossuperior do tórax. O tamanho de cada uma das mamas é muito variável entre indivíduos do sexo feminino e frequentemente ocorre algum grau de assimetria nos volumes das mamas de uma mesma mulher. As mamas dos indivíduos do sexo masculino apresentam-se pouco desenvolvidas e, portanto, com pequena variação entre os indivíduos. A variação do tamanho das mamas entre as mulheres está relacionada à composição mamária e depende da idade da mulher e da influência dos vários hormônios. No entanto, habitualmente, a mama pende para baixo, desde a porção anterior da segunda até a altura da sexta ou sétima costela, e da borda lateral do esterno até a axila.

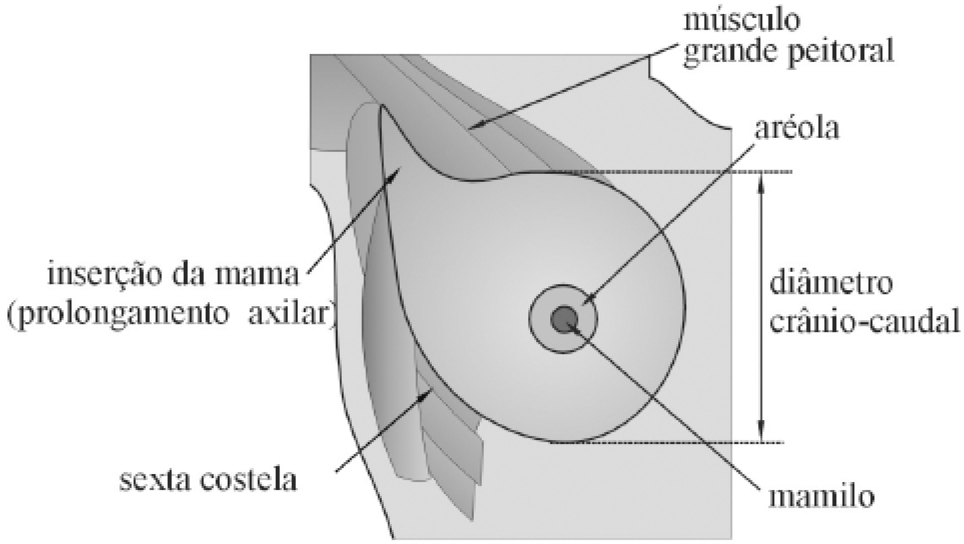


Figura 3.1 – Anatomia superficial e subcutânea da mama

A anatomia da superfície da mama inclui a papila mamária (mamilo), que é uma pequena projeção para onde confluem os ductos das glândulas secretórias existentes no interior do tecido mamário. A área hiperpigmentada que circunda o mamilo é denominada "aréola". O ponto de junção da porção inferior da mama com a parede anterior do tórax é denominado "prega inframamária". A análise do tecido mamário engloba a observação do prolongamento axilar, que é uma faixa de tecido que envolve o músculo peitoral lateralmente e todo o tecido linfático desta região. A figura 3.1 ilustra uma mama direita feminina com a identificação das principais estruturas externas e o seu posicionamento. Nessa figura encontram-se alguns tecidos musculares e a marcação do diâmetro crânio-caudal da mama.

A figura 3.2 apresenta um esquema simplificado de uma mama dividida em quadrantes em vista frontal. Cada quadrante apresenta cortes específicos para realçar suas principais estruturas externas e internas. No primeiro quadrante é possível observar a estrutura externa da mama, pele, aréola e mamilo. No segundo quadrante se evidencia a camada de tecido adiposo, localizada imediatamente sob a pele, que recobre todo o parênquima mamário. No terceiro quadrante está exposto o tecido fibroglandular ressaltando os lobos mamários, que são compostos de lóbulos entremeados por tecido conjuntivo, e os ligamentos suspensores (ligamentos de Cooper). O quarto quadrante

apresenta um corte mais interno no qual se observa a estrutura interna dos lobos com a apresentação dos alvéolos e ductos lácteos.

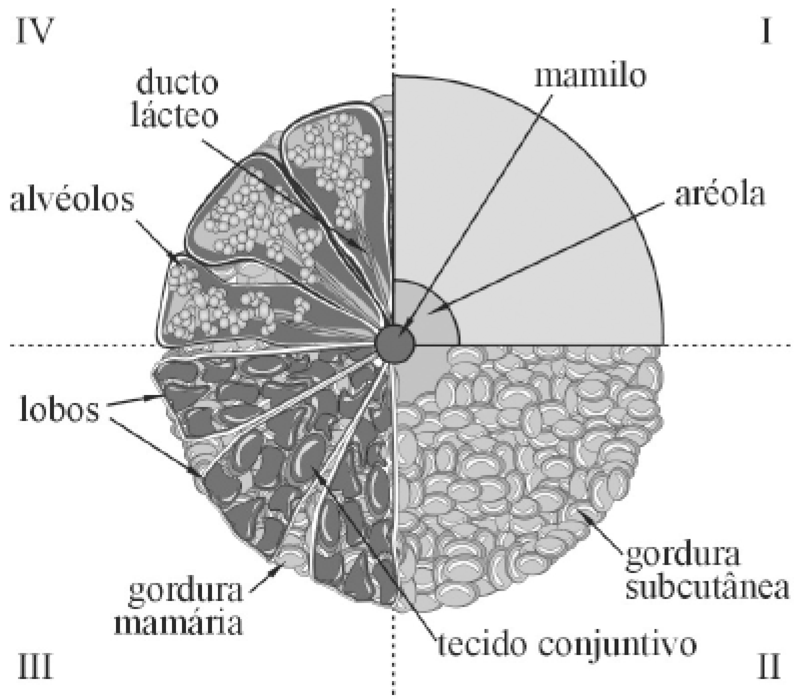


Figura 3.2 – Anatomia externa e interna da mama: vista frontal

A figura 3.3 apresenta um corte sagital da mama que permite localizá-la em relação à caixa torácica e ao músculo grande peitoral, com a disposição anatômica de suas estruturas internas e externas. O músculo grande peitoral é visto recobrindo toda a parte anterior do tórax. Há duas fáscias fibrosas: uma superficial, que envolve a mama por baixo da superfície cutânea, e outra profunda ou pré-peitoral, que recobre o músculo grande peitoral. A porção central da mama é constituída principalmente de tecido glandular, e quantidades variáveis de tecido gorduroso envolvem a glândula mamária.

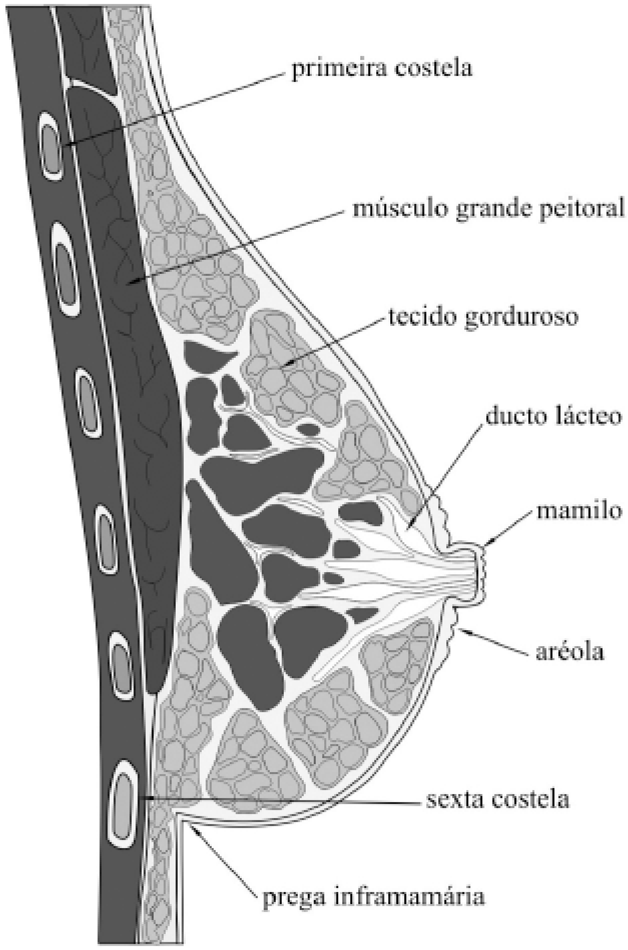


Figura 3.3 – Anatomia interna da mama: corte sagital

A mama apresenta características diferenciadas entre os indivíduos e sua composição está relacionada com o seu tamanho, ciclos hormonais, idade e gestações. Os parâmetros radiográficos são definidos em função da característica de absorção do material que compõe o objeto e de sua espessura. Dessa forma, para se obter uma boa imagem radiográfica da mama é necessário conhecer sua espessura após a compressão e a característica de absorção do feixe de raios X dos tecidos que compõem a mama.

As mamas podem ser classificadas em sua composição como fibroglandulares, fibrogordurosas e gordurosas. A mama fibroglandular possui pouca quantidade de tecido gorduroso e, por ser mais densa, apresenta maior absorção do feixe de raios X. Esse tipo de mama é geralmente encontrado em mulheres com até 30 anos de idade. A mama fibrogordurosa apresenta um

percentual maior de gordura e, por isso, promove uma menor absorção do feixe de raios X que a mama fibroglandular. A mama fibroglandular é geralmente encontrada em mulheres de 30 a 50 anos. A mama gordurosa ocorre em mulheres no período pós-menopausa, nas quais a maior parte do tecido glandular é substituída por gordura, e apresenta menor absorção do feixe de raios X. As mamas dos homens e crianças apresentam volumes bem menores, contêm principalmente gordura e, por isso, são classificadas como gordurosas. Existem ainda mamas ditas heterogêneas, que apresentam regiões densas e regiões gordurosas.

As mamas podem ser classificadas em quatro padrões distintos:

- padrão 1 –mamas adiposas, com substituição adiposa total
- padrão 2 – mamas predominantemente adiposas, com substituição adiposa maior que 50%
- padrão 3 – mamas parcialmente substituídas, mas com predomínio de tecido fibroglandular (substituição menor que 50%)
- padrão 4 – mamas densas, sem uma substituição adiposa considerável.

A figura 3.4 apresenta radiografias dos quatro padrões de mamas citados.

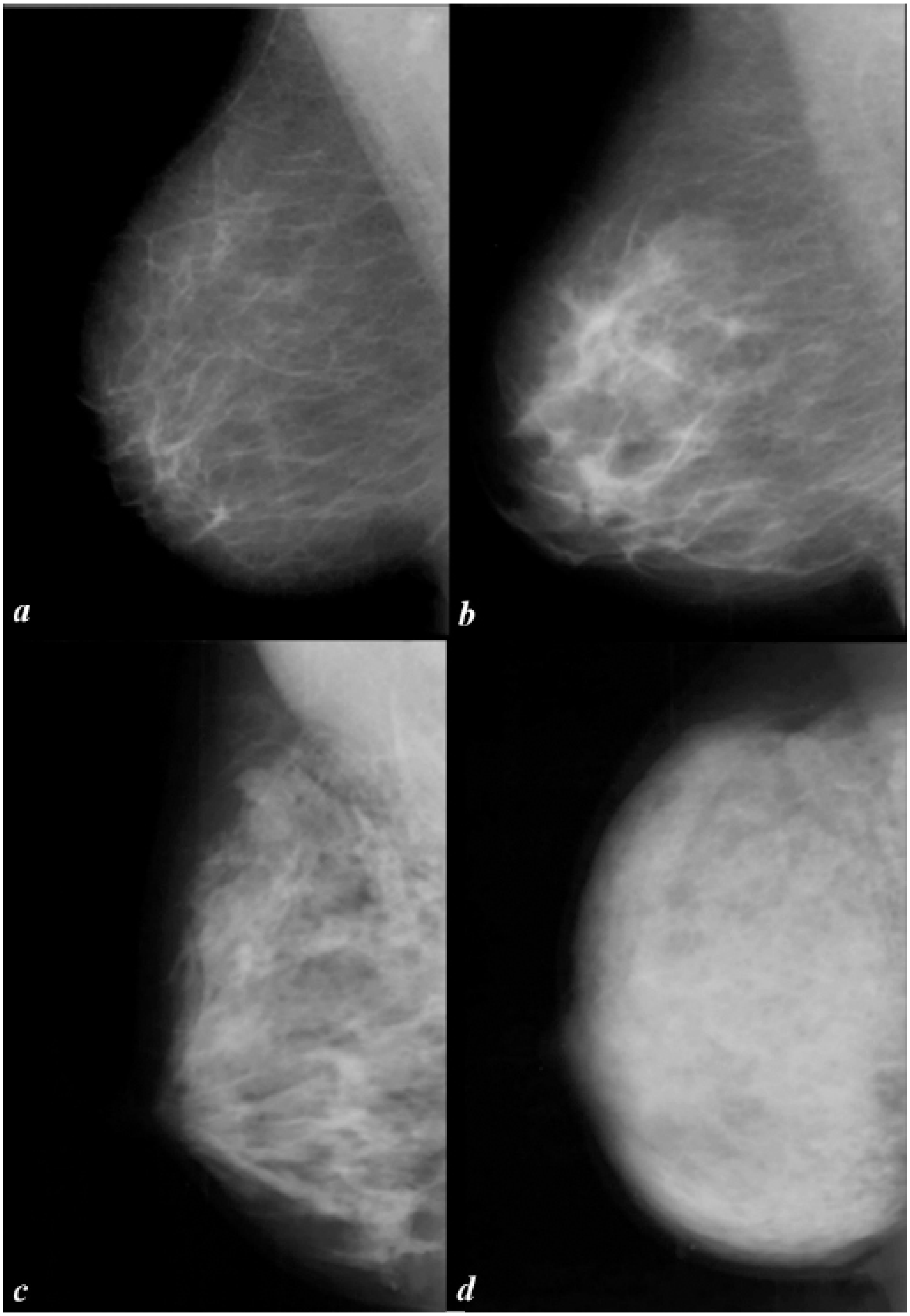


Figura 3.4 – Radiografias dos padrões de mamas: mama padrão 1 (*a*), mama padrão 2 (*b*), mama padrão 3 (*c*) e mama padrão 4 (*d*)

Com o objetivo de padronizar a descrição da localização de achados alterados dos laudos médicos, as mamas são divididas em quatro quadrantes (Q), identificados como superior (S) e inferior (I), interno (I) e externo (E) – respectivamente QSE, QSI, QIE e QII. A figura 3.5 apresenta a localização dos quatro quadrantes das mamas esquerda e direita de uma mulher. Outra forma utilizada para registrar a localização de alterações consiste na divisão da mama como um mostrador de relógio e da associação do achado alterado com o posicionamento do ponteiro das horas. Além da divisão em quadrantes, podem ser usados como referência para a localização dos achados a região retroareolar (RRA), o prolongamento axilar (PA), a região central da mama e a união entre os quadrantes (UQ).

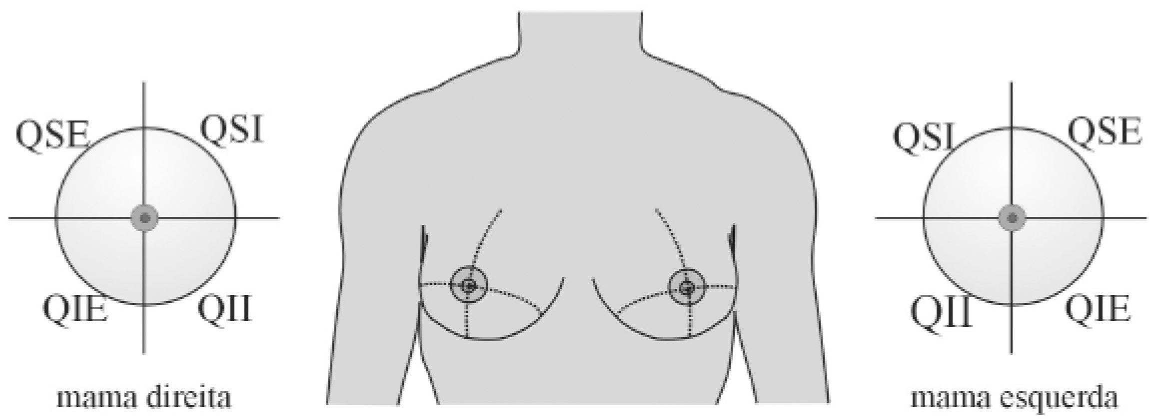


Figura 3.5 – Divisão das mamas em quadrantes

3.2 O câncer de mama

O câncer de mama é o segundo tipo de câncer mais incidente na população feminina, só superado pelo câncer de pele; entretanto, é o que mais causa mortes na população feminina. O aparecimento do câncer de mama é mais raro antes dos 35 anos, embora a incidência nessa faixa etária tenha aumentado nos últimos anos. Estima-se um total de 50 mil novos casos de câncer de mama a cada ano no Brasil.

Segundo a *American Câncer Society* (ACS), uma em cada oito mulheres norte-americanas terá câncer de mama durante sua vida, conforme mostra a tabela

3.1. São fatores de risco para o desenvolvimento do câncer de mama:

- ser do sexo feminino
- menarca precoce
- menopausa tardia
- nuliparidade
- hiperplasia atípica
- primeira gravidez após os 30 anos de idade
- histórico de câncer de mama na família materna
- terapia de reposição hormonal por período de tempo maior ou igual a 10 anos
- obesidade
- estatura elevada
- dieta rica em gordura
- consumo elevado de álcool
- tabagismo
- exposição a fatores(químicos e radioativos) indutores de câncer

Tabela 3.1 – Incidência do câncer de mama

Faixa Etária	Incidência
30 a 39 anos	1 em 229
40 a 49 anos	1 em 68
50 a 59 anos	1 em 37
60 a 69 anos	1 em 26
70 a 79 anos	1 em 24
durante a vida	1 em 8

Fonte: American cancer society, 2009.

A associação de uma história familiar de carcinoma em um parente de primeiro grau (mãe, irmã ou filha) e hiperplasia atípica relaciona-se diretamente a um risco de desenvolvimento de câncer dez vezes superior ao da população em geral nos 15 ou 20 anos seguintes à biópsia.

Como já citado anteriormente, o melhor meio para se diagnosticar precocemente o câncer de mama são as imagens de mamografia, que permitem detectar lesões em sua fase inicial muito antes de o tumor se tornar palpável. Quando o diagnóstico é feito dessa forma, ainda em fase precoce, as chances de cura são bem maiores e muitas vezes permitem um tratamento mais conservador.

Para que o exame mamográfico cumpra o seu objetivo de detectar alterações mais precocemente, a imagem gerada deve ter resolução maior que a apresentada pela imagem do aparelho convencional de raios X, visto que o objetivo é registrar alterações muito pequenas, como as microcalcificações. Além da boa resolução, é preciso ter qualidade em contraste, brilho, homogeneidade de tons de cinza etc.

Na mulher, a região de maior ocorrência do câncer de mama é no QSE (quase metade das ocorrências), seguida pela região areolar. Nos demais quadrantes, a ocorrência é de cerca de 30% dos casos. Apesar de ocorrer uma menor incidência de câncer de mama em homens, cerca de 1 a 2% dos casos detectados em todo o mundo ocorrem em indivíduos do sexo masculino.

3.3 O exame mamográfico

A mamografia de rotina é utilizada para o rastreamento do câncer de mama em mulheres assintomáticas a partir dos 40 anos de idade. A ACS recomenda a realização de uma mamografia de base entre 35 e 39 anos; mamografia anual ou bianual entre 40 e 49 anos; e anual a partir dos 50 anos. Naquelas mulheres portadoras de mutações nos genes BRCA1 e BRCA2, mutações essas associadas ao câncer de mama, é recomendado iniciar o rastreamento com antecedência de 10 a 15 anos, entre 25 e 30 anos de idade, com intervalos semestrais.

A mamografia deve ser feita para estabelecer um padrão mamário antes do início de tratamento de reposição hormonal, como pré-operatório no caso de cirurgia plástica das mamas e para o acompanhamento da outra mama em casos de mastectomia.

O rastreamento por mamografia visa a pesquisar sinais de câncer de mama, como a presença de nódulos e microcalcificações. No caso de nódulos, verifica-se o tamanho, os contornos, os limites e a densidade. Nódulos espiculados ou irregulares têm maior probabilidade de serem malignos do que nódulos regulares ou lobulados. Nódulos com limites menos definidos também são mais suspeitos, assim como nódulos mais densos (claros) são mais suspeitos que nódulos com densidade intermediária ou de baixa densidade.

As microcalcificações são calcificações menores que 0,5mm. Calcificações maiores e microcalcificações isoladas são mais sugestivas de benignidade. Ao contrário, as microcalcificações agrupadas sugerem malignidade. Quanto maior o número de microcalcificações por centímetro cúbico, maior a suspeita da presença de tecido maligno. As microcalcificações agrupadas representam o sinal mais precoce de presença de tecido maligno na mama.

3.4 Aparelhos de mamografia

Os aparelhos de mamografia apresentam recursos semelhantes aos apresentados pelos aparelhos convencionais de raios X, mas possuem toda a tecnologia direcionada para a geração de imagens específicas do tecido mamário. O tubo de raios X gera um feixe cujo espectro é diferenciado dos aparelhos convencionais de raios X: uso do molibdênio como alvo do anodo, menor tensão de alimentação do tubo (até 35 kV, em comparação a até 150 kV nos aparelhos convencionais) e menor corrente (mA).

Seu desenvolvimento iniciou-se em meados da década de 1960, com o uso de um tripé para a fixação de uma fonte geradora do feixe de raios X de pequenas dimensões para gerar imagem da mama. Com a criação do dispositivo de compressão na década de 1980, o desenvolvimento dos mamógrafos ocorreu com rapidez e tem melhorado o seu desempenho com o passar do tempo. Atualmente, existem aparelhos de mamografia capazes de gerar imagens de alta qualidade que podem ser digitalizadas e enviadas a qualquer lugar do planeta, por meio de uma rede de dados, para que um médico possa avaliá-las.

O aumento na velocidade de geração das imagens de controles automáticos de compressão e descompressão têm contribuído muito para um menor desconforto dos pacientes durante o processo de aquisição de imagens, além de *designs* mais confortáveis tanto para o paciente quanto para os profissionais responsáveis pela aquisição da imagem. A figura 3.6 apresenta um mamógrafo com a identificação de alguns de seus componentes.

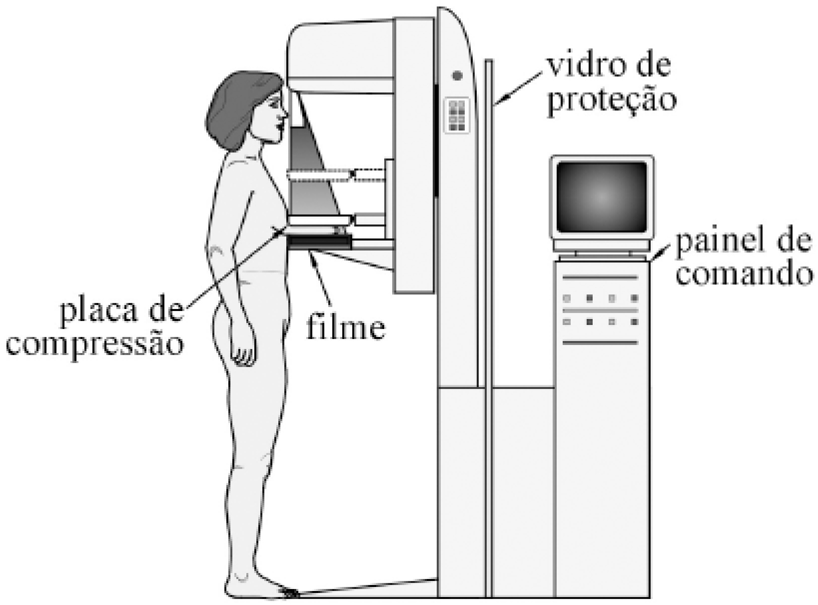


Figura 3.6 – Aparelho de mamografia com posicionamento do paciente e incidência crânio-caudal do feixe de raios X

3.5 O laudo da mamografia

Em 1992 o Colégio Americano de Radiologia criou um conjunto de recomendações para padronizar os laudos de mamografia, o qual foi denominado BI-RADS® (*Breast Imaging Reporting and Data System*).

O sistema BI-RADS® tem o objetivo de padronizar a nomenclatura dos laudos, que devem possuir conclusão diagnóstica e indicar a conduta. É ainda importante ressaltar que a mamografia deve sempre ser precedida pelo exame físico e comparada com exames anteriores. A tabela 3.2 ilustra a sistematização proposta pelo BI-RADS®.

Tabela 3.2 – Sistematização dos laudos mamográficos (BI-RADS®)

Categoria	Interpretação	Risco de câncer	Conduta
0	Inconclusivo		Exame adicional (ultrassonografia, magnificação ou compressão localizada)
1	Benigno	0,05%	Controle anual a partir dos 40 anos
2	Benigno	0,05%	Controle anual a partir dos 40 anos
3	Provavelmente benigno	Até 2 %	Repetir em 6 meses (eventualmente biópsia)
4 (A, B e C)	Suspeito	> 20%	Biópsia
5	Provavelmente maligno	> 95%	Biópsia
6	Lesão já "biopsiada" e diagnosticada como maligna, mas não retirada nem tratada	100%	

Fonte: BI-RADS®, 2003.

O laudo deve, inicialmente, descrever a densidade radiológica das mamas, depois os nódulos porventura existentes – detalhando forma, margens e densidade –, calcificações e outros achados; na conclusão, deve relatar a categoria e propor a conduta. As categorias 1, 2 e 3 são consideradas resultados benignos – embora na categoria 3 seja indicado o controle precoce ou eventualmente biópsia. Se não ocorrer alteração após 24 ou 36 meses de seguimento dos casos classificados como BI-RADS® 3, a categoria passa a ser 2.

A categoria zero é inconclusiva devido à presença de nódulos ou assimetrias focais. É importante ressaltar que a maior densidade do parênquima mamário reduz a sensibilidade do método. Esse achado, entretanto, não altera a categoria BI-RADS®; por isso, mamas densas sem outras alterações devem ser classificadas na categoria 1; sendo a categoria zero

reservada exclusivamente para os casos nos quais são observados nódulos ou densidades assimétricas, o que torna recomendável a realização da ultrassonografia mamária. A categoria 4 indica um achado suspeito e a categoria 5 um achado provavelmente maligno, sendo ambas indicativas da realização de biópsia precoce.

Recentemente, houve algumas modificações nessa classificação, com a divisão da categoria 4 e a criação da categoria 6. A categoria 4 foi dividida em A, B e C segundo o grau de suspeição de malignidade: fraca para a primeira, intermediária para a segunda e forte para a terceira. A categoria 6 refere-se a paciente que já tem câncer de mama diagnosticado pelo exame anátomo-patológico, mas que ainda não se submeteu a tratamento.

A divisão da categoria 4 em 4A (suspeita leve), 4B (suspeita moderada) e 4C (suspeita forte, mas que não é lesão típica de câncer) é polêmica por envolver critérios subjetivos. Um exemplo da categoria 4A é um nódulo palpável, parcialmente circunscrito, indicado como sólido pela ultrassonografia, sugestivo de fibroadenoma, que admite controle em seis meses após resultado de citologia ou biópsia negativa.

3.6 Dispositivos e acessórios dos aparelhos de mamografia

No desenvolvimento dos aparelhos de mamografia houve grandes modificações em relação aos aparelhos convencionais de raios X. Essas modificações vão desde a estrutura externa do aparelho, facilitando o posicionamento do paciente, até os materiais de confecção dos seus diversos dispositivos internos.

O tubo de raios X

Os mamógrafos possuem tubos de raios X que geram um feixe cujo espectro é diferente dos tubos utilizados nos aparelhos convencionais de raios X. Isso porque se busca a geração de um feixe mais adequado às características de radiopacidade do tecido mamário. O tecido mamário é composto

basicamente de tecidos moles, glandular, fibroso e adiposo, portanto, não apresenta grande absorção do feixe de raios X. O feixe de raios X escolhido deve gerar diferença considerável de absorção entre os tecidos mamários (contraste da imagem).

As principais diferenças do método de radiodiagnóstico do mamógrafo em relação ao aparelho convencional de raios X estão relacionadas ao tubo de raios X. O tubo de raios X do mamógrafo utiliza anodo de molibdênio, com energia média do feixe de raios X na faixa de 19keV, e/ou ródio, com energia média do feixe de raios X na faixa de 22keV. Essa faixa de energia apresenta a penetração ótima para a geração de imagens diagnósticas de todos os tipos de mama.

O anodo de molibdênio é o tipo de anodo mais comumente encontrado nos mamógrafos. Nos anodos bimetálicos que possuem alvo de molibdênio e ródio, o alvo de ródio é utilizado para a geração de imagens de mamas mais densas por apresentar um feixe de raios X ligeiramente mais penetrante que o gerado pelo anodo de molibdênio. O tubo possui um anodo giratório com dois filamentos de catodo e ainda um filtro adicional específico.

A utilização do molibdênio é preferida em função do espectro de energia que se deseja para o tecido mamário. Como o molibdênio apresenta um número atômico menor que o tungstênio, seus valores de energia dos raios X característicos são bem menores. Diferentemente do tubo com anodo de tungstênio utilizado nos aparelhos convencionais de raios X, os fótons gerados nos tubos de molibdênio são em sua maioria raios X característicos, e não de fótons gerados por efeito *Bremsstrahlung*. Essa característica faz com que o feixe de raios X tenha maior homogeneidade no que se refere à energia dos fótons que o compõem.

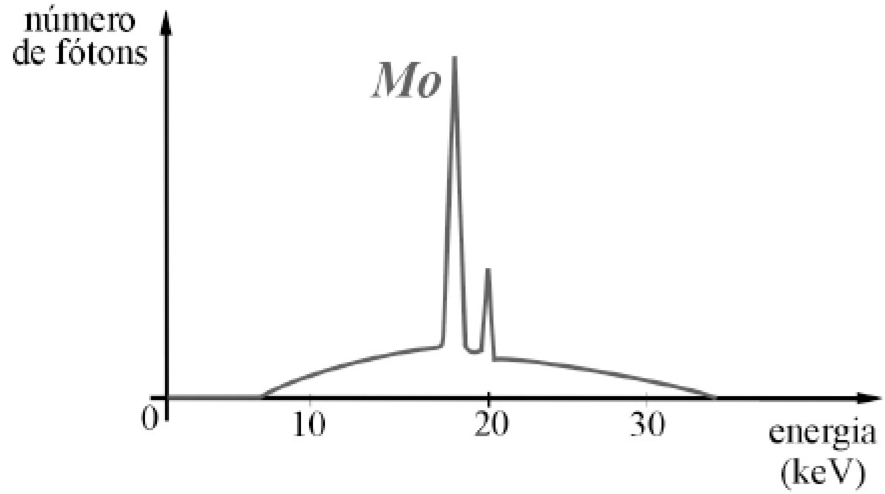


Figura 3.7 – Curva característica do espectro do feixe de raios X gerado em alvo de molibdênio

No entanto, fótons de baixa energia também são gerados pelo efeito *Bremsstrahlung* e, como não contribuem para a geração da imagem, pois são facilmente absorvidos pelo tecido da mama, devem ser eliminados através da colocação de filtro adicional na saída do diafragma, buscando-se, dessa forma, diminuir a quantidade de fótons de baixa energia presentes no feixe e, consequentemente, se reduzir a dose no paciente. O filtro utilizado é feito de uma lâmina delgada de molibdênio. A figura 3.7 apresenta o espectro típico gerado em um tubo de raios X com anodo de molibdênio quando alimentado com uma alta-tensão de 35kV.

Diferentemente dos outros aparelhos de raios X, o tubo é posicionado com uma inclinação dentro do cabeçote de maneira que o limite lateral externo do feixe de raios X incida perpendicularmente no filme e o raio central fique inclinado em relação ao filme. A figura 3.8 apresenta essa característica de posicionamento do tubo de raios X no interior do cabeçote, a qual permite que a região da mama mais próxima à parede do tórax também seja registrada na imagem, o que não aconteceria se o raio central do feixe de raios X incidisse perpendicularmente ao filme.

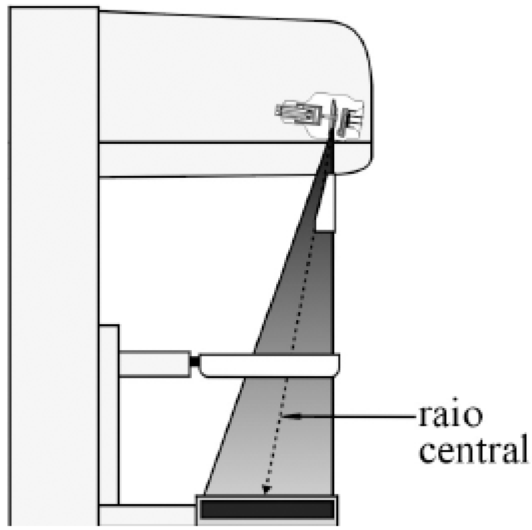


Figura 3.8 – Posicionamento inclinado do tubo de raios X de mamógrafos

A estativa

A estativa possui um braço no qual está fixado o conjunto formado pelo tubo de raios X e o sistema receptor do sinal para a geração da imagem (o porta-chassi). A estativa permite a rotação do conjunto tubo-receptor em pelo menos 180º para um dos lados e 90º no sentido contrário, e também a regulagem da altura de acordo com a altura do paciente. Permite, ainda, a inclinação em relação ao eixo vertical para frente e para trás, aproximando a incidência da região da mama situada junto à parede torácica.

A estativa deve possibilitar a realização de qualquer incidência independentemente das características do paciente e de seu estado de saúde. Uma estativa bem desenvolvida facilita o exame e evita a necessidade de repetição de exposição do paciente em razão de uma incidência inadequada.

O painel de comando

O painel de comando permite ao executor do exame selecionar os parâmetros de acordo com as características do exame que se deseja realizar. Esse painel pode estar adjacente ao aparelho, próximo do posicionamento do paciente, com uma placa de vidro que permite proteger o operador da radiação espalhada no processo de interação do feixe de raios X com a mama, ou então

pode ficar posicionado de frente para a estativa com o vidro protetor entre o operador e o paciente. Como todo aparelho de raios X, o mamógrafo permite o controle dos parâmetros de exposição: os valores de tensão alta-tensão (kV), os valores de corrente catodo-anodo (mA), de tempo (s) ou do fator mAs.

O sistema compressor

O sistema compressor garante imobilização da mama durante a geração da imagem evitando a interferência de artefatos de imagem gerados por movimentação do paciente. Como a mama é um tecido de baixa densidade, é necessário comprimi-la para melhorar a visibilização de suas estruturas através da imagem radiográfica. A compressão promove uma uniformidade na espessura da mama, diminuindo a produção de radiação espalhada que interfere, principalmente, no registro de pequenas estruturas. Uma compressão bem realizada melhora a densidade óptica (DO), tornando-a mais uniforme em toda área do filme e facilita a interpretação da imagem.

A dificuldade no uso do sistema compressor está no fato de que, se o profissional que realiza a aquisição da imagem aplica uma pequena compressão na mama, a imagem gerada é de baixa qualidade; por outro lado, se ele faz uma compressão maior, causa desconforto ao paciente. Uma compressão bem feita gera uma imagem diagnóstica de boa qualidade, que apresenta menos assimetria geométrica, aumento do contraste, maior homogeneidade na distribuição dos tons de cinza sobre o filme e, principalmente, menor dose de radiação sobre o paciente.

A figura 3.9 apresenta três modelos de placas de compressão: padrão (*a*), localizada (*b*) e para coleta de amostra (*c*). A placa (*a*) é comumente utilizada em aquisições-padrão, sendo por isso a preferencialmente escolhida para compressão geral da mama. A placa (*b*) é utilizada para compressão localizada; como ela comprime uma pequena área da superfície da mama, faz com que essa região fique menos espessa em relação a quando se utiliza a placa padrão (*a*).

Isso ocorre porque o tecido vizinho da região comprimida pode expandir pelas laterais da placa de compressão localizada. Por essa razão, permite gerar

uma imagem mais detalhada da região comprimida. A utilização da placa de compressão localizada associada com a magnificação da imagem gera uma informação ainda melhor da região em observação.

A terceira placa, que possui uma abertura, é utilizada para permitir a realização de punção e coleta de material no interior da mama, visando a análise laboratorial.

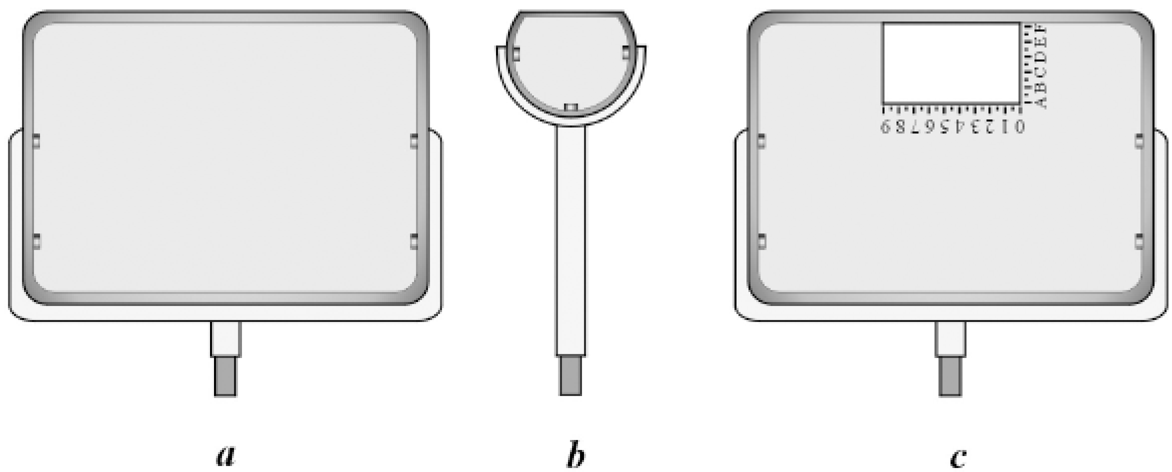


Figura 3.9 – Modelos de placa de compressão: padrão (*a*), localizada (*b*), e para coleta de amostra (*c*)

A melhora da qualidade da imagem gerada em função da compressão da mama está diretamente associada à espessura final que a mama apresenta após a compressão. Assim, quanto mais comprimida a mama estiver, melhor a qualidade da imagem gerada. No entanto, não se pode esquecer que o desconforto provocado também está associado à compressão. Normalmente, um bom profissional encarregado da aquisição da imagem conversa com o paciente informando sobre o procedimento e solicitando a cooperação dele no momento da compressão da mama, de modo que o paciente informe quando a compressão estiver alcançando o ponto de desconforto, evitando-se dessa forma o prejuízo da geração de uma imagem não satisfatória.

A grade antidifusora

A grade antidifusora é muito importante para o aumento do contraste da imagem, pois é responsável pela eliminação de uma grande parcela da radiação secundária gerada pelo espalhamento Compton que se propaga em direção ao filme. Quanto menor a espessura final da mama, menos interferência será gerada na imagem pela radiação espalhada. A grade dos mamógrafos é semelhante às grades antidifusoras utilizadas nos aparelhos convencionais de raios X.

O sistema gerador de imagem física

O uso de filmes específicos e de dispositivos acessórios adequados é fundamental para a qualidade de imagem. Existem padrões para os filmes mamográficos e, consequentemente, para os demais assessórios a eles associados. O filme para mamografia tem essas dimensões: 18x24cm – o mais comumente utilizado – e 24x30cm, esse escolhido para gerar imagens de mamas muito grandes.

Diferentemente dos filmes utilizados para a geração de imagens nos aparelhos de raios X convencionais, o filme utilizado em mamografia possui emulsão em apenas um dos lados, visando ao registro de estruturas muito pequenas, como as microcalcificações. E, no caso de haver registro de duas imagens, a espessura da base do filme pode funcionar como um atenuador do contraste dessas pequenas estruturas registradas. Pelo mesmo motivo é utilizada somente uma tela intensificadora, eliminando-se a tela colocada antes do filme.

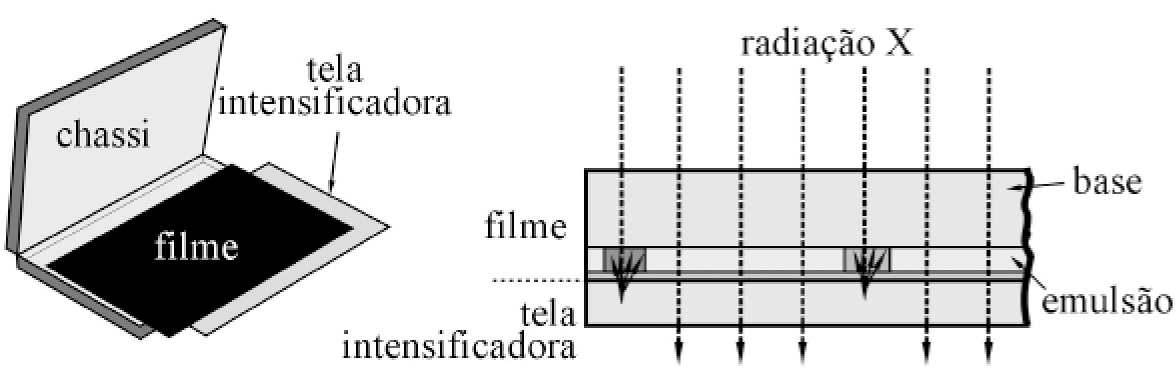


Figura 3.10 – Acoplamento entre chassi, filme e tela intensificadora

Os filmes utilizados em mamografia são muito mais sensíveis, capazes de registrar mais informações de estruturas bem menores que o filme radiográfico utilizado em aparelhos convencionais de raios X. O sistema de revelação para filmes mamográficos deve ser ajustado de maneira específica a fim de manter a qualidade da imagem gerada. É sempre bom lembrar que, no processo de geração de imagem mamográfica, pequenas irregularidades podem causar grande interferência no processo diagnóstico. A figura 3.10 ilustra o acoplamento entre filme e tela intensificadora, com registro dos sinais luminosos a partir da interação entre os fótons X e o material fluorescente da tela intensificadora, além da disposição do chassi, filme e tela intensificadora no sistema receptor de imagem por filme.

O magnificador

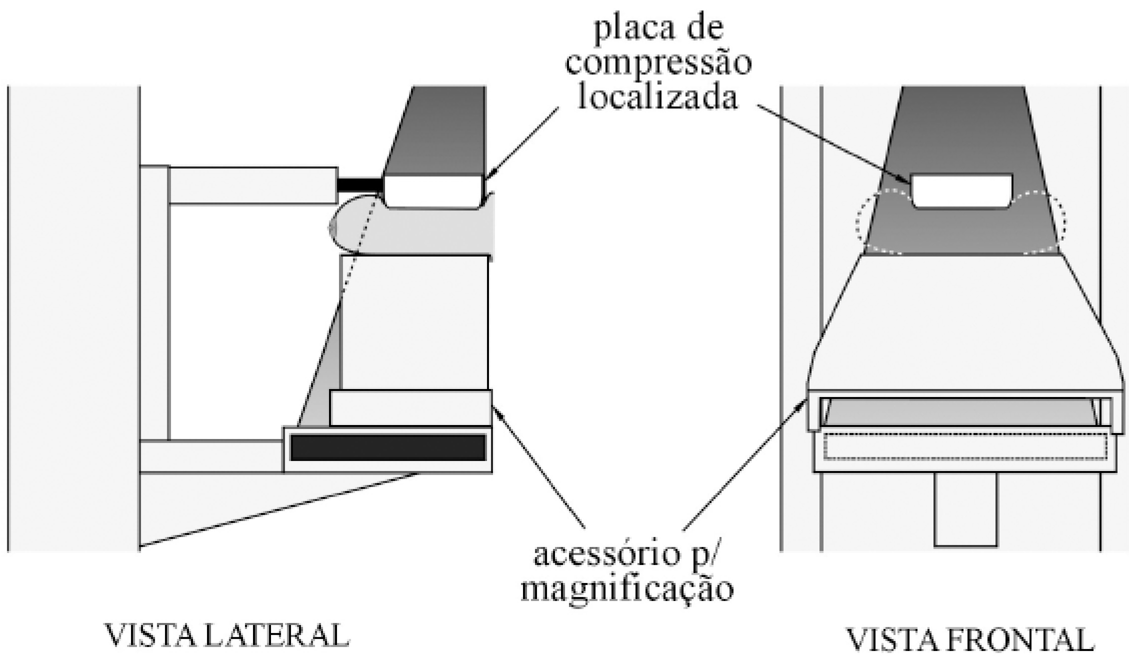


Figura 3.11 – Acessório para magnificação de imagem

O magnificador de imagem é um dispositivo que permite gerar uma imagem ampliada da mama entre 50 e 60%. Essa ampliação da imagem pode ser solicitada pelo médico radiologista com objetivo de melhor visibilizar pequenas alterações no tecido mamário em dada região da mama. Uma vez

que nos mamógrafos a distância entre o tubo de raios X e o dispositivo receptor de imagem é fixa, a ampliação da imagem é feita com um dispositivo que permite aumentar a distância entre a mama e o filme, aproximando-a do foco do feixe de raios X. A figura 3.11 apresenta uma vista lateral e uma vista frontal do braço da estativa com o acessório utilizado para a magnificação acoplado. Esse acessório permite o afastamento da mama em relação ao receptor de imagem com consequente aproximação do foco da fonte de raios X. O processo de magnificação da imagem provoca uma maior dose na mama do paciente em virtude da aproximação dela do foco da fonte, uma vez que o feixe de raios X é divergente.

Dispositivos especiais

Há uma série de dispositivos capazes de melhorar o desempenho dos aparelhos de mamografia.

O sistema de biópsia estereotáxica permite, com auxílio da mamografia, a coleta de material para análise anatomopatológica. Assim, após a localização de tecidos alterados de volumes pequenos, como na detecção de microcalcificações suspeitas, pode-se coletar material ou mesmo retirá-lo após um agulhamento – colocação de um fio-localizador que possibilita ao cirurgião encontrar com precisão o tecido que deve ser retirado.

As processadoras de filmes são importantes para manter a qualidade de imagem do filme gerado, seja em exposição direta do filme convencional, seja na produção, a partir de uma imagem digital. Recomenda-se que a processadora seja regulada exclusivamente para revelação dos filmes mamográficos.

3.7 Posicionamento da mama e incidências do feixe

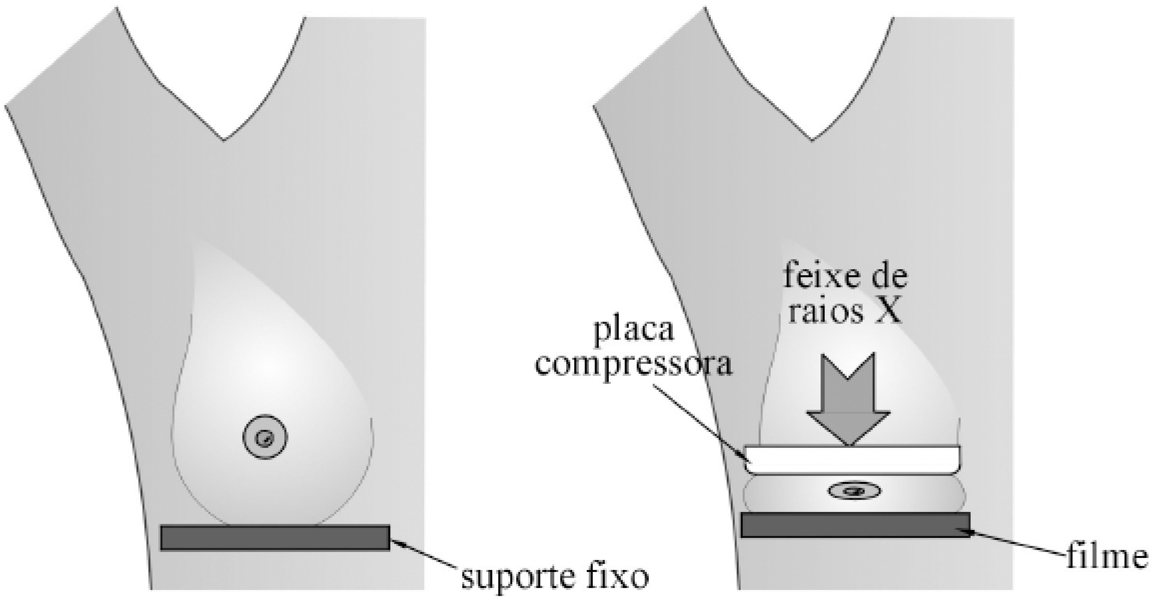


Figura 3.12 – Posicionamento da mama para incidência crânio-caudal

Existe uma grande variação no volume da mama feminina e, por essa razão, o posicionamento deve ser feito de modo criterioso a fim de se obter uma boa imagem, independentemente de suas características. Para a geração de uma boa imagem, a mama deve ser posicionada adequadamente, isto é, apoiada num suporte fixo do mamógrafo e depois comprimida sobre ele com auxílio de uma placa compressora, como se pode ver no exemplo apresentado na figura 3.12. Nesse exemplo, a base da mama se apoia no suporte fixo e a parte superior é comprimida para baixo. Esse posicionamento gera uma imagem radiográfica denominada "incidência crânio-caudal", devido à direção de incidência do feixe de raios X. O suporte fixo de apoio da mama pode ser regulado em altura de acordo com a altura do paciente, e pode ser rotacionado para permitir a aquisição de imagens com incidências laterais ou oblíquas; pode, ainda, ser inclinado para frente e para trás.

A figura 3.13 apresenta a direção de três incidências típicas do feixe de raios X para radiografar a mama: incidência crânio-caudal (CC), em que o sentido de propagação do feixe é de cima para baixo; incidência médio-lateral (ML), em que o sentido de propagação do feixe é lateral, da região entre as mamas no sentido das axilas; incidência médio-lateral-oblíqua (MLO), em que

o sentido de propagação do feixe é do centro para a lateral em um ângulo de aproximadamente 45º – entre 30º e 60º, dependendo do biótipo do paciente.

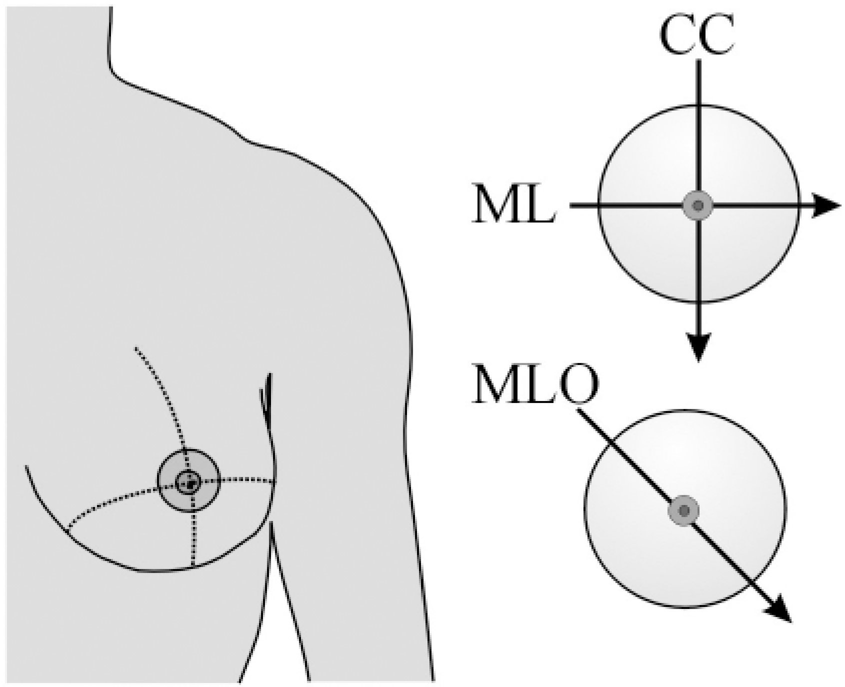


Figura 3.13 – Incidências típicas em mamografia

3.8 Imagens

As figuras 3.14 e 3.15 apresentam quatro mamogramas que compõem o conjunto de imagens de um exame de mamografia de rotina. As imagens da figura 3.14 apresentam duas radiografias, das mamas direita e esquerda de uma paciente, obtidas através de posicionamento com uma compressão adequada do tecido mamário utilizando-se a placa de compressão padrão e a incidência do feixe de raios X no sentido crânio-caudal (CC).

Além da identificação do paciente, as imagens devem conter o sentido de incidência do feixe e o lado do corpo no qual a mama está localizada. Nas imagens apresentadas é possível diferenciar o tecido glandular, mais radiopaco, que aparece representado nas regiões em cinza-claro e branco, do tecido gorduroso, em cinza-escuro, e o tecido muscular em branco.

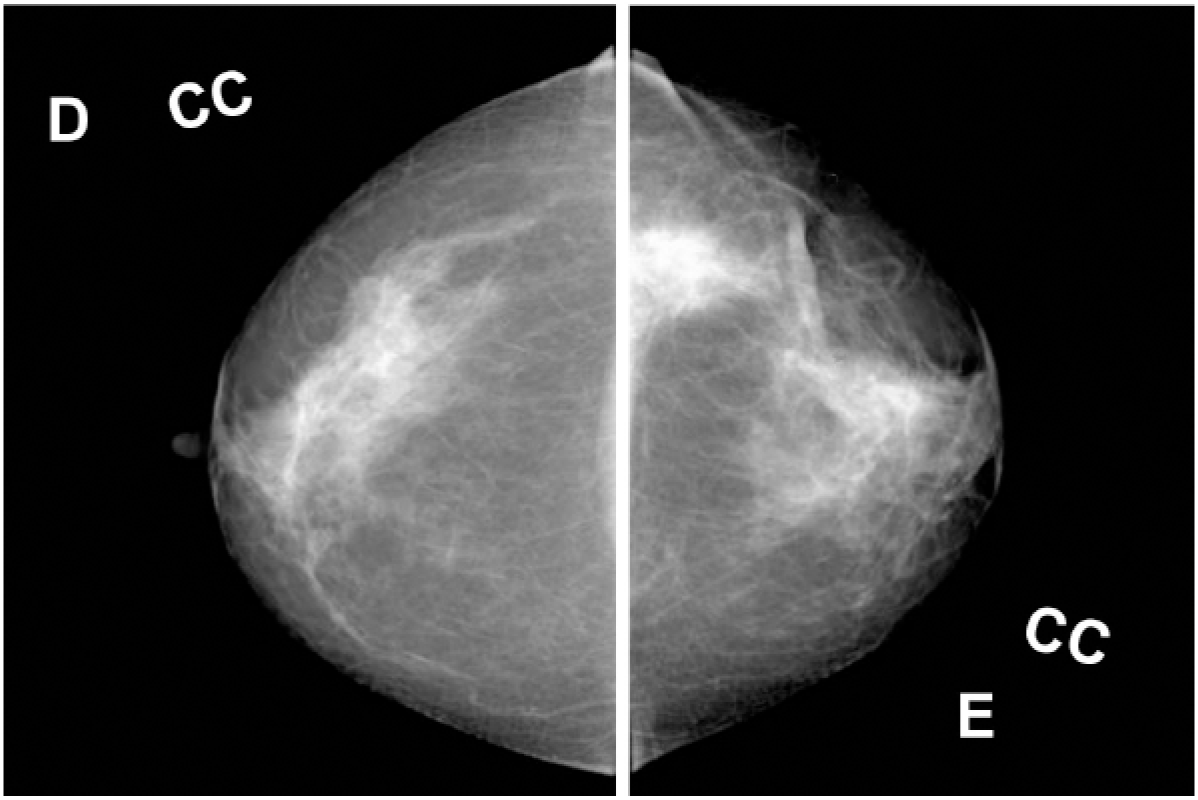


Figura 3.14 – Mamogramas: incidências CC das mamas direita e esquerda

As imagens apresentadas na figura 3.15 são duas radiografias, das mamas direita e esquerda da paciente, obtidas através de um posicionamento com compressão adequada do tecido mamário e incidência do feixe de raios X no sentido médio-lateral-oblíquo (MLO). Esse posicionamento permite observar o corpo da mama e parte do tecido axilar adjacente. As imagens são identificadas quanto à mama que foi radiografada, direita (D) e esquerda (E), e o tipo de incidência do feixe de raios X, CC, ou MLO.

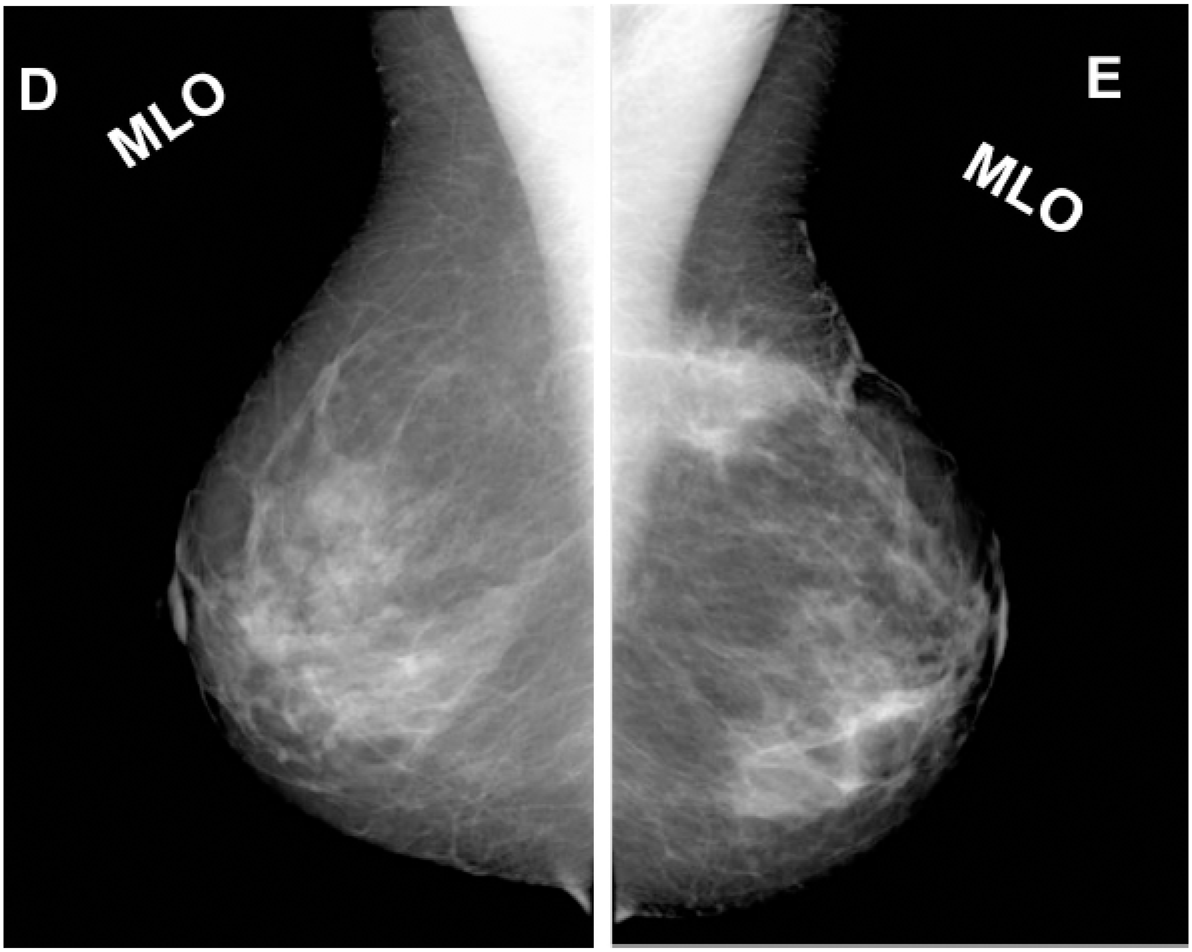


Figura 3.15 – Mamogramas: incidências MLO das mamas direita e esquerda

A figura 3.16 apresenta dois mamogramas da mama direita de uma paciente nos quais se pode observar um nódulo de forma arredondada com limites definidos, mais claro que o tecido vizinho em virtude de sua maior densidade, e que contém uma macrocalcificação. O tecido alterado encontra-se na junção dos quadrantes superiores da mama e pode ser localizado espacialmente através da combinação das imagens obtidas com as incidências médio-lateral-oblíqua (MLO) e da incidência crânio-caudal (CC).

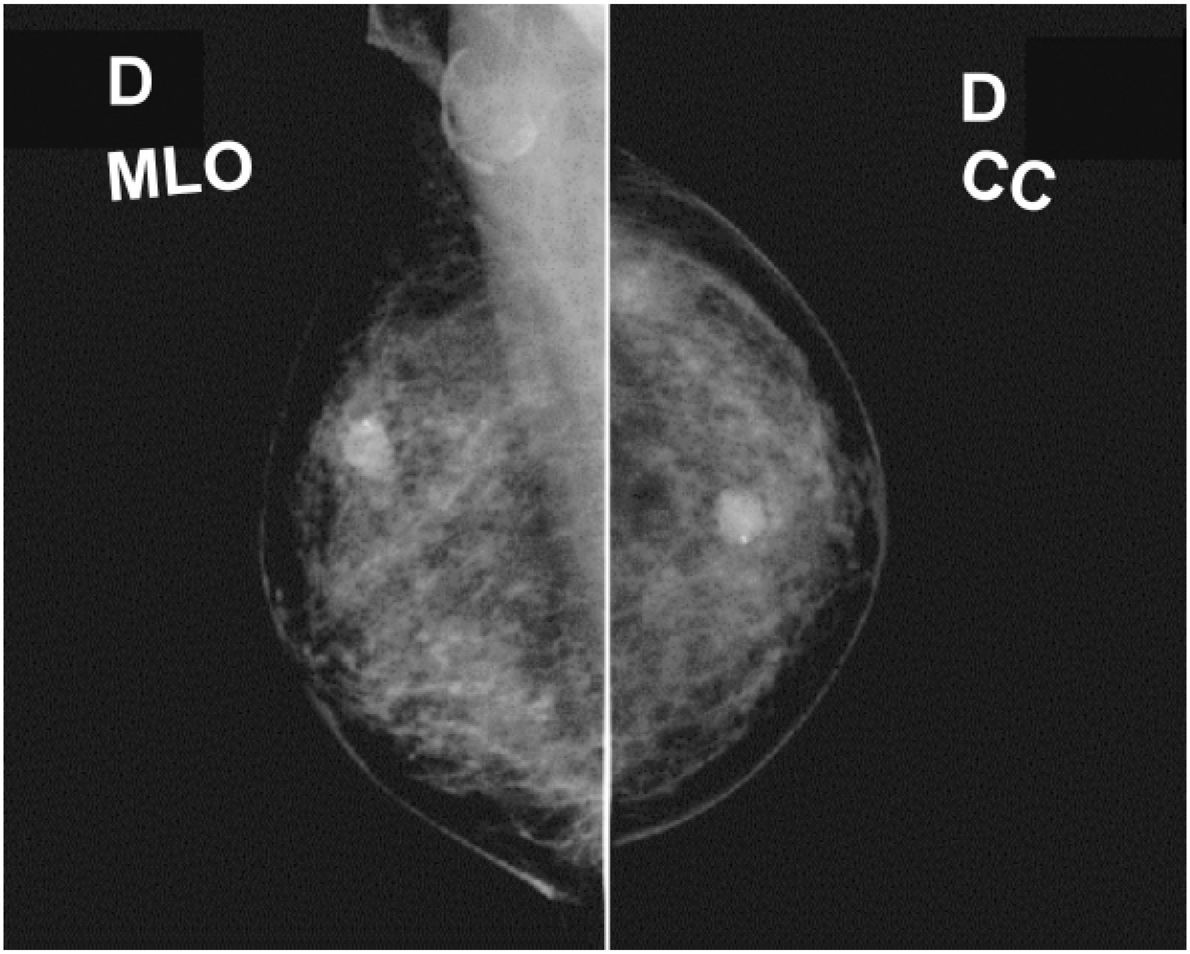


Figura 3.16 – Achado alterado no segmento superior da mama direita

A figura 3.17 apresenta dois mamogramas da mama esquerda de uma paciente obtidos através das incidências médio-lateral-oblíqua (MLO) e crânio-caudal (CC) do feixe de raios X. Nessas imagens é possível observar a presença de um nódulo radiopaco – tecido de maior densidade que o tecido mamário ao seu redor, de formato irregular e contornos espiculados – localizado no quadrante inferior interno (QII) da mama esquerda. Lesões com essas características são consideradas suspeitas de malignidade.

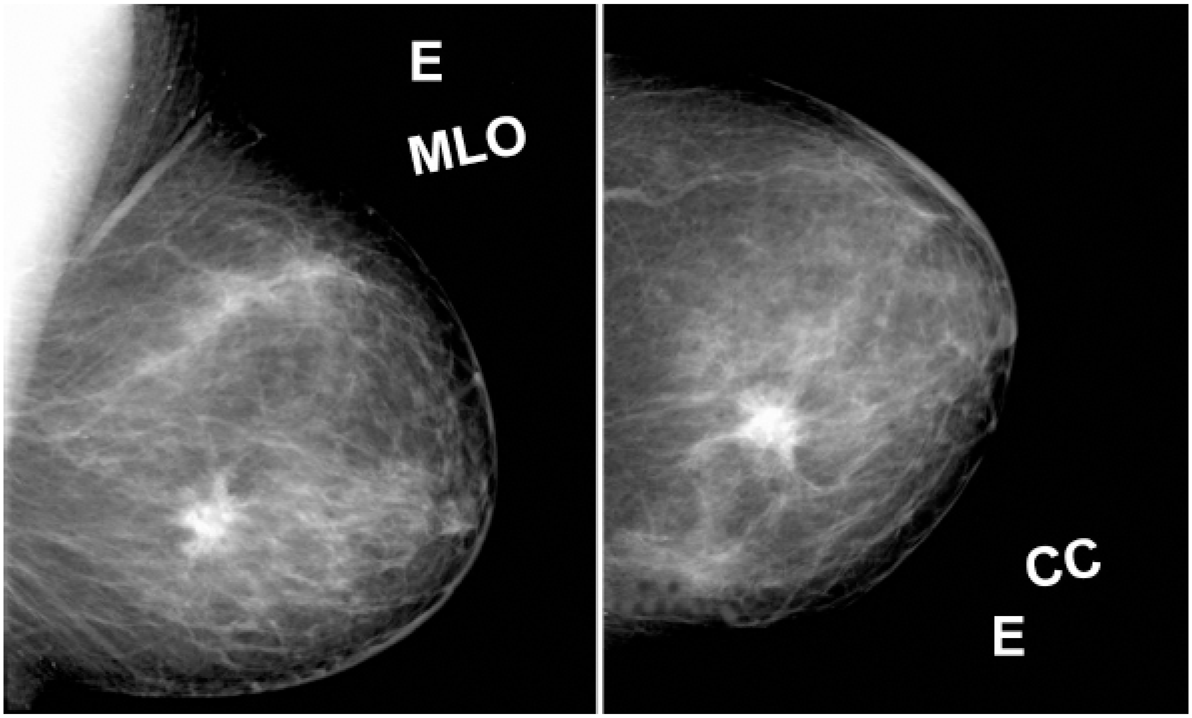


Figura 3.17 – Achado alterado no quadrante inferior interno(QII) da mama esquerda

3.9 Artefatos

Artefatos são registros que aparecem na imagem radiográfica contendo informações que não pertencem originalmente à região em observação. Esses registros têm origens diversas e podem ocorrer devido a condições inadequadas em qualquer fase do processo de aquisição e geração da imagem. Os artefatos são indesejáveis porque podem suscitar a geração de informações incorretas na imagem ou mascarar informações importantes para o diagnóstico. Portanto, cabe ao responsável pela geração da imagem empregar a técnica adequada de maneira a manter a qualidade da imagem com o mínimo de interferência.

A prática incorreta de aquisição pode levar à necessidade de reexposição do paciente para geração de uma nova imagem diagnóstica, havendo um aumento da dose no paciente e um aumento no custo do processo, perdendo-se, dessa forma, o "princípio da otimização da prática". A execução dos passos para aquisição da imagem deve ser criteriosa. No momento de carregar o filme no

chassi deve-se acomodá-lo corretamente, verificando se o lado coberto pela camada de emulsão está voltado para a tela intensificadora e se o fechamento do chassi está adequado de modo que a tela intensificadora fique comprimida contra a camada de emulsão. O posicionamento do chassi na gaveta também tem lado determinado; a sua colocação invertida gera artefatos de imagem devido às irregularidades contidas na sua folha traseira. O processo de manuseio do filme, tanto no carregamento do chassi como na retirada para a revelação, deve ser cuidadoso. O operador não deve tocar a camada de emulsão evitando o depósito de resíduos e digitais sobre a película, os quais surgirão como informações adicionais na imagem final. O processo de revelação deve ser controlado, evitando-se danificar a informação da imagem latente por condições inadequadas do líquido revelador, do fixador ou da água utilizada para a lavagem. O controle da temperatura de revelação é também fundamental para que não haja perda de informações e queda na qualidade da imagem.

3.10 O câncer de mama radioinduzido

A exposição às radiações ionizantes é fator de aumento na taxa de incidência de câncer em uma população. Os cânceres originados pela irradiação dos indivíduos são classificados como radioinduzidos. Os estudos de cânceres radioinduzidos em humanos são baseados principalmente na observação das populações expostas às bombas atômicas, como as de Hirochima e Nagazaqui, e de pacientes submetidos a tratamento radioterápico na região torácica. Esses estudos apresentam uma relação linear entre a dose absorvida pela mama e o número excedente de cânceres mamários dessa população em relação às populações não expostas. O tempo de latência do câncer mamário radioinduzido é da ordem de dez anos, mas pode chegar a vinte anos no caso de mulheres irradiadas quando jovens. Nos estudos relativos a mulheres expostas à radiação em Hirochima e Nagazaqui, a média do tempo de latência é menor que quinze anos.

Não existe diferença comprovada na característica de cânceres radioinduzidos por doses agudas em relação às doses fracionadas de radiação. A resposta ao tratamento dos cânceres de mama radioinduzidos apresenta resultados semelhantes aos apresentados pelos cânceres de mama originados por outros fatores e a sua detecção também segue o padrão de ocorrência por faixa etária em mulheres de forma semelhante ao padrão dos demais cânceres de mama. Um fator determinante para o surgimento do câncer radioinduzido de mama é a idade. O período mais sensível está situado na puberdade, quando a impregnação estrogênica do organismo feminino é máxima, particularmente no final do crescimento da mama. Existe uma estimativa de que antes dos 35 anos o risco de radioindução do câncer de mama é duas vezes maior do que após essa idade.

O câncer radioinduzido devido à realização de exames em mamografia deve ser observado sempre com a ótica voltada para o benefício gerado pela detecção precoce de câncer mamário e sua relação direta com o tratamento e cura. Estima-se que a realização de uma exposição em mamografia provoca aumento de um caso de câncer de mama a cada 3.106 mulheres examinadas. Como o aparecimento de cânceres radioinduzidos não se diferencia do surgimento devido a outros fatores, é necessária a observação de um grande número de indivíduos durante um período mínimo de vinte anos para se comprovar o aumento da incidência em uma dada população.

A partir do risco estimado por uma única mamografia se pode estimar o valor da taxa anual em determinada faixa etária. Dos 35 aos 75 anos, por exemplo, ocorre um número de exames que varia de 20 a 40, dependendo da frequência anual ou bianual de realização. No entanto, a taxa de aumento do câncer radioinduzido por mamografia varia de acordo com a época em que a paciente se expôs. A dose absorvida de entrada na pele é de aproximadamente 10mGy por incidência.

3.11 A mamografia digital

Na mamografia convencional, a geração das imagens da mama é feita diretamente sobre o filme radiográfico com auxílio de uma tela intensificadora e um sistema de revelação para posterior obtenção de imagem e geração de laudo diagnóstico. Alguns serviços dispõem do sistema de mamografia digital. Neste sistema a imagem obtida é apresentada na tela de um vídeo, o que permite a sua visibilização imediatamente após o processo de aquisição. A imagem digital pode ser armazenada em disco ou fita magnética e posteriormente impresso em suporte físico – papel e filme radiográfico. Após a obtenção da imagem digital é muito simples disponibilizá-la numa rede de dados, o que permite enviá-la em questão de segundos a qualquer parte do mundo.

Outra vantagem da mamografia digital é a possibilidade de tratamento da imagem após a sua aquisição. Assim, através da variação de brilho, contraste e intensidade é possível recuperar imagens que não foram adquiridas com a técnica ideal, evitando-se a reexposição do paciente, além da economia de insumos e tempo. A partir da aquisição, a amplificação da imagem pode ser feita diretamente na tela do computador sem necessidade de repetição do exame para realçar alguma microestrutura. No entanto, os sistemas digitais de mamografia ainda são muito mais caros do que os sistemas convencionais, o que por enquanto os torna pouco acessíveis a muitos serviços de radiodiagnóstico.

As imagens digitais em mamógrafo podem ser feitas por dois métodos distintos: a CR e a DR, assim como as radiografias convencionais. Independentemente do método de aquisição, a resolução da imagem em mamografia deve ser sempre superior àquela apresentada pelas imagens diagnósticas geradas em aparelhos convencionais de raios X.

Exercícios propostos

3.1 O que é a mamografia?
3.2 Cite os quatro padrões radiológicos de mama.
3.3 Qual a importância diagnóstica da mamografia?
3.4 O que é o sistema BI-RADS®?
3.5 Como a mama pode ser dividida e qual o objetivo dessa divisão?

3.6 Cite os principais fatores de risco para o desenvolvimento do câncer de mama.
3.7 Por que é recomendada a realização anual ou bianual da mamografia a partir dos 40 anos de idade?
3.8 Cite as principais diferenças entre os mamógrafos e os aparelhos convencionais de raios X.
3.9 Por que o alvo do anodo do tubo de raios X dos mamógrafos é feito de molibdênio ou ródio?
3.10 Por que o raio central do feixe de raios X dos mamógrafos não incide perpendicularmente ao filme?
3.11 Qual a finalidade do sistema compressor?
3.12 Para que serve a placa de compressão localizada?
3.13 Para que servem as grades antidifusoras?
3.14 O que é o sistema de estereotaxia?
3.15 Cite as principais diferenças entre os filmes para mamograma e para radiografia convencional.
3.16 Por que na mamografia se utiliza somente uma tela intensificadora?
3.17 Para que serve o magnificador de imagem e como se obtém a imagem ampliada da mama?
3.18 Cite as principais incidências do feixe de raios X na obtenção dos mamogramas.
3.19 Quais as incidências básicas de um exame de rotina?
3.20 Quais as vantagens da mamografia digital?
3.21 Diferencie os dois métodos utilizados para a obtenção da mamografia digital.

REFERÊNCIAS

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTIS IN MEDICINE. *Equipment requirements and quality control for mammography*. New York: AAPM, 1990. 72 p.

ASTON, Richard. *Principles of biomedical instrumentation and measurement*. Ohio: Merrill Publishing Company, 1991. 543 p.

BONTRAGER, Kenneth L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 814 p. p.575-592.

BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria 453/98. *Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico*. Brasília: DOU 01/06/1998.

BRASIL. Ministério da Saúde. Resolução 64/2003 ANVISA - Guia de procedimentos para segurança e qualidade de imagem em radiodiagnóstico médico. Brasília: ANVISA, 2003. 64p.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil Textbook of Medicine*. 22.ed. New York: Saunders. 2003. 2784p.

DANTAS, Aldecy Teixeira. et al. *Mamografia*: os padrões mamográficos, interpretando a mamografia, os laudos mamográficos. 2.ed. Medimagem, 2002. 63 p.

HEMDAL, Bengt et al. *Mammography*: recent technical developments and their clinical potencial. SSI report 2002:08; Stockholm: Swedish radiation protection authority, 2002. 36 p.

HOFF, Gabriela; ALMEIDA, Carlos Eduardo; BARNES, Gary T. *Comportamento da dose glandular versus contraste do objeto em mamografia*: determinação de formalismo semiempírico para diferentes combinações alvo-filtro. Radiologia Brasileira, v.39, n.3, São Paulo, may/june 2006.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. *Estimativa 2006*: incidência do câncer no Brasil. Rio de Janeiro: MS/INCA, 2005. 94 p.

INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. *Falando sobre mamografia*. Rio de Janeiro: MS/INCA, 2002. 81 p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Diagnostic reference levels in medical imaging*: Review and additional advice. ICRP Publication, Oxford: Pergamon Press, UK. 2002. 14 p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Radiation and your patient*: a guide for medical practitioners. ICRP Publication, Oxford: Pergamon Press, UK. 17 p.

JEMAL, Ahmedin; SIEGEL, Rebecca; WARD, Elizabeth; HAO, Yongping; XU, Jiaquan; Thun, Michael J. *Cancer Statistics 2009*. American Cancer Society.

Disponível em: <www.cancer.org/docroot/STT/ STT_0.asp>. Acesso em: 07/06/2009.

JOUAN, B. *Digital mammography performed with computed radiography technology*. European journal of radiology, v.31, n.1, p.18-24, jul. 1999.

MOURÃO, A. P. *Aparelhos de raios X: mamógrafos*. Belo Horizonte: NEHOS/CEFET-MG. 2006. v.6. 48p.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS – NCRP. *A guide mammography and other breast imaging procedures*. Bethesda: NCRP, 2004. 379 p.

PAREDES, E. S. et al. *Evaluation of a digital spot mammographic unit using a contrast detail phantom*. Electromedica, v.69, n.1, p.50-52, 2001.

PRASAD, Kedar N. *Handbook of radiobiology*. 2ed. Boca Raton: CRC Press, 1995. 344p.

ROTHENBERG, L. N.; *Exposures and doses in mammography* - In: HAUS A. G.; YAFFE M.J. *Categorical course in diagnostic radiology physics physical aspects of breast imaging - current and future considerations*. Radiological Society of North America. 1999.

SCHULTZ-WENDTLAND, r. et al. *Experimental investigations of image quality in X-ray mammography with conventional screen film system* (SFS), digital phosphor storage plate in/without magnification technique (CR) and digital CCD-technique (CCD). Rontgenpraxis, v.5, n.4, p.123-126, 2001.

SCHULTZ-WENDTLAND, R. et al. Experimentelle Untersuchungen zur Bildgute eines konventionellen Film-Folien-Mammographiesystems und einer neuen digitalen Vollfeld-Mammographieeinheit mit a-Se-Detektor. University of Erlangen-Nurnberg. Fortschr Röntgenstr. v.175. 2003.p. 766-768

SEGGERN, H.; VOIGT, T.; KNUPFER, W.; LANGE, G. *Physical model of photostimulated luminescence of X-ray irradiated BaFBr: Eu. Journal of applied physics, v.64, n.3, p.1405-1412, august 1988*.

SHROY, Robert E; Van LYSEL Michael S.; YAFFE, Martin J. X-Ray. Chapter 61. In: *Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC press. 2000.

SOBOTTA, Johannes. *Atlas de anatomia humana*: tórax, abdome, pelve, membros inferiores, pele. 18. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1984. v.2. 370.p. .

THILAMDER-KLANG, Anne C. et al. *Influence of anode-filter combinations on image quality and radiation dose in 965 women undergoing mammography*. Radiology, v.203, n.2, p.348-354, 1997.

YAFFE, Martin J. *Mammography*. Chapter 61 61.3. *The Biomedical Engineering HandBook*. 2.ed. Joseph D. Bronzino Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

Capítulo 4

Fluoroscopia e hemodinâmica

Assim como os mamógrafos foram desenvolvidos para atender a um determinado tipo de exame, outros aparelhos de raios X foram aparecendo e incorporando tecnologias associadas à automação e informática para suprir as novas necessidades na geração de imagens radiológicas. Atualmente a imagem digital já está muito difundida e a melhoria da qualidade dos feixes de raios X e dos sensores e detectores de radiação permitem gerar imagens diagnósticas com menores doses de radiação e de alta qualidade. Imagens de várias estruturas do corpo humano podem ser geradas em volumes tridimensionais e esses volumes podem ser rotacionados e retrabalhados em estações de trabalho - *workstations*.

Aparelhos de fluoroscopia, por exemplo, permitem a captação de imagens sequenciadas, o que possibilita a escolha das imagens mais significativas para a ilustração do laudo diagnóstico. A aplicação desses aparelhos especiais é muito

útil em exames cardiovasculares, neurovasculares, urológicos e no acompanhamento de processos cirúrgicos, dentre outras utilidades.

Essas tecnologias permitem grande melhora no resultado diagnóstico e no desenvolvimento do processo cirúrgico, eliminando ou diminuindo consideravelmente o processo de intervenção no organismo e os riscos decorrentes dessas intervenções.

4.1 A evolução da fluoroscopia

A fluoroscopia é um processo que permite visibilização de imagens radiológicas em tempo real. Essas imagens possibilitam fazer o acompanhamento do comportamento dinâmico de determinadas estruturas do organismo. Atualmente, a fluoroscopia pode ser feita até com o auxílio de aparelhos de Tomografia Computadorizada, para acompanhamento de punções e outros procedimentos. No entanto, o objetivo deste capítulo é compreender a fluoroscopia feita com aparelho de raios X.

O processo de acompanhamento dinâmico por imagens radiográficas iniciou-se logo após a descoberta dos raios X, quando o observador utilizava uma câmara escura para visibilizar estruturas radiográficas de um objeto em tempo real. O tubo de raios X era alimentado e o feixe era direcionado para o objeto. Após o objeto, ficava uma câmara escura através da qual o observador enxergava as imagens. Os fótons X que atravessavam o objeto atingiam a superfície fluorescente da câmara escura. A interação do feixe de raios X com o material fluorescente gerava fótons luminosos permitindo visibilizar a imagem radiográfica. Como a imagem que surgia apresentava uma intensidade luminosa fraca, a câmara escura possibilitava sua melhor visibilização pelo observador. A imagem radiográfica aparecia em tempo real e qualquer movimentação do objeto podia ser observada com auxílio da câmara escura.

No entanto, nesse processo de diagnóstico radiológico o observador ficava na direção de propagação do feixe principal e estava exposto aos raios X que atravessavam a tela fluoroscópica, conforme ilustra a figura 4.1. Apesar do vidro com alto teor de chumbo absorver a maior parte da radiação que se

propagava na direção do observador, a dose de radiação recebida ainda era considerada muito alta. Devido a essa irradiação direta, o observador era muito exposto e recebia uma alta dose de radiação em virtude das observações sucessivas de diversos pacientes.

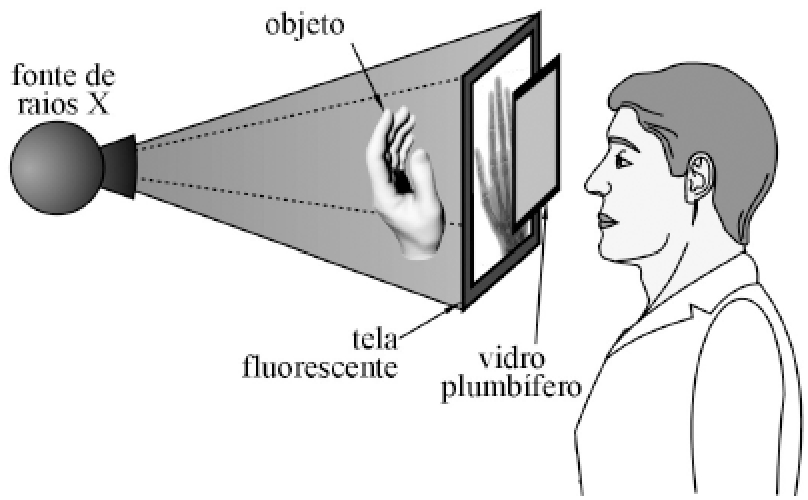


Figura 4.1 – Estrutura básica dos primeiros aparelhos de fluoroscopia

Posteriormente, os equipamentos convencionais de fluoroscopia foram estruturados de maneira que o tubo de raios X fosse colocado sob a mesa de acomodação do paciente. Sobre o paciente ficava uma tela com o material fluorescente que transformava os fótons X em luz visível. A tela fluorescente era recoberta por um vidro de alto teor de chumbo para absorver a maior parte da radiação que conseguia ultrapassá-la, diminuindo-se dessa forma a quantidade de fótons originados do feixe primário que atingia o observador e, consequentemente, a dose nele depositada. Para que o observador visibilizasse as imagens muito tênues, esse tipo de aparelho era colocado em uma sala escura onde o observador deveria permanecer durante algum tempo para acomodar os olhos e ser capaz de enxergar as imagens, para então iniciar o processo diagnóstico.

O desenvolvimento de materiais fluorescentes permitiu diminuir a intensidade do feixe de raios X de entrada, reduzindo a dose de radiação no paciente, mas ainda assim a dose recebida pelo médico era alta, em virtude da quantidade de exames que realizava. Na década de 1950 foi introduzido um

dispositivo denominado “intensificador de imagem”. Esse dispositivo possui uma placa fluorescente na sua entrada responsável pela transformação da radiação X em radiação luminosa (imagem tênue), e uma placa fluorescente de saída onde gera a mesma imagem, mais luminosa. A introdução do tubo intensificador de imagem possibilitou diminuir um pouco a dose de radiação no paciente. O intensificador recebeu esse nome porque sua utilização promove um ganho de brilho na imagem final.

O tubo intensificador de imagem consegue gerar milhares de fótons de luz visível a partir de um único fóton X. No entanto, apesar da melhora na qualidade da imagem a ser observada, o intensificador de imagem não reduz na mesma proporção a dose de radiação recebida pelo paciente. O ganho de brilho na imagem obtido através da utilização do intensificador permitiu que a imagem fosse observada fora da região de propagação do feixe primário de raios X. Com auxílio de um espelho, a imagem gerada na tela fluorescente de saída era direcionada de maneira a ser observada de forma mais segura. A figura 4.2 apresenta a utilização de um espelho para permitir a observação da imagem em uma região externa à região de propagação do feixe primário de raios X.

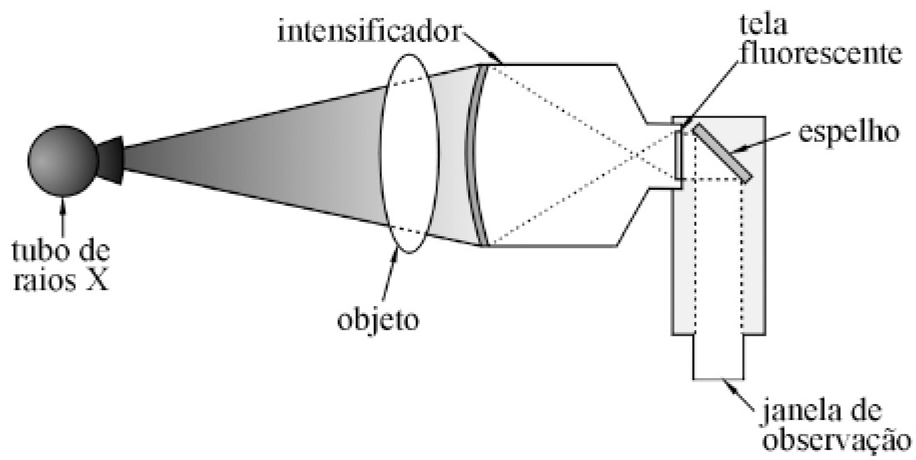


Figura 4.2 – Funcionamento do aparelho de fluoroscopia com intensificador de imagem e uso de espelho para mudança do ponto de observação

A partir da década de 1970 foi acoplada uma câmera de TV à saída do intensificador de imagem, o que permitiu a observação das imagens através de

um monitor de TV. Essa nova tecnologia possibilitou o uso de controles de brilho e contraste da imagem, o que melhorou muito o processo diagnóstico. Posteriormente, veio a inclusão da gravação da imagem em vídeo e a possibilidade de se fazer congelamento da imagem bem como o registro em filme radiográfico de imagens selecionadas.

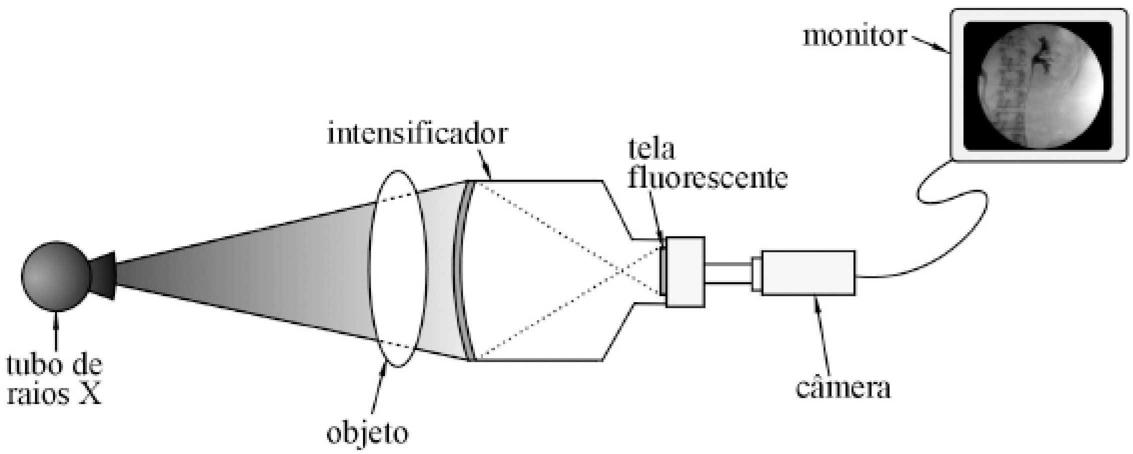


Figura 4.3 – Funcionamento do aparelho de fluoroscopia com intensificador de imagem e acoplamento de câmera e vídeo

A possibilidade de se registrar o exame melhorou muito as condições de interpretação da imagem e o processo diagnóstico. A figura 4.3 apresenta o esquema de um sistema de fluoroscopia com intensificador, câmera de vídeo acoplada e monitor para visibilização da imagem. O uso de câmera e monitor de vídeo permitiu que o observador mantivesse uma distância mais segura do paciente e da fonte de radiação, diminuindo consideravelmente a dose de radiação por ele recebida.

O sistema de visibilização pelo monitor foi ainda otimizado com a utilização de um conversor de sinal que transformava em sinal digital o sinal da câmera de TV. A geração da imagem digital passou a permitir o controle e tratamento da imagem através do computador.

O registro das imagens fluoroscópicas pode ser feito em fita de vídeo ou filme radiográfico. A figura 4.4 apresenta oito quadros de um filme realizado em equipamento de fluoroscopia para observação da deglutição de um paciente. Os quadros apresentam uma sequência da passagem do meio de

contraste através da faringe e do esôfago. A primeira sequência (*a*) foi feita com incidência lateral do feixe de raios X e a segunda sequência (*b*), com incidência póstero-anterior do feixe. Diferentemente das imagens geradas em aparelhos de raios X, nas imagens geradas em fluoroscopia os materiais radiopacos apresentam-se mais escuros e os radiotransparentes, mais claros.

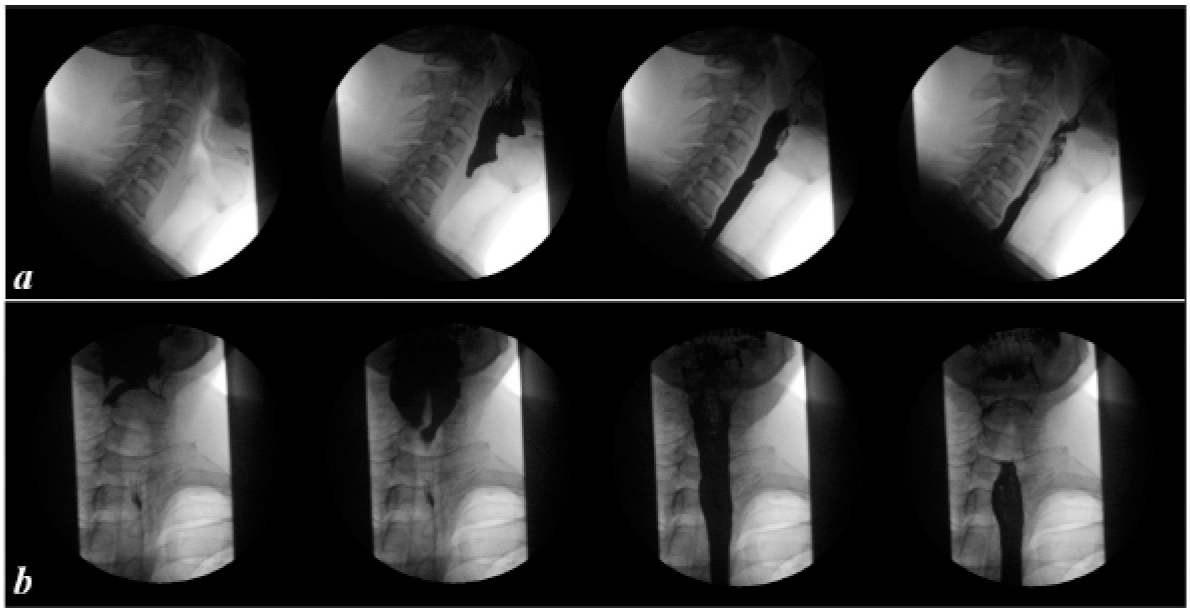


Figura 4.4 – Quadros de imagem de um filme de fluoroscopia para observação de deglutição com o uso de meio de contraste por via oral

As duas sequências apresentadas foram obtidas em momentos distintos e, por essa razão, nas imagens dos dois primeiros quadros da segunda sequência é possível observar resíduos de meio de contraste deixados pela deglutição ocorrida durante a aquisição da sequência com incidência lateral do feixe (*a*).

O registro em filme apresenta melhor resolução espacial, mas, para que as imagens sejam observadas em filme, primeiramente é necessário processá-lo. No entanto, o registro em filme promove uma maior dose de radiação no paciente, pois necessita de uma taxa de exposição de dez a vinte vezes maior que a utilizada na fluoroscopia normal para observação em tempo real.

O equipamento de fluoroscopia promove uma exposição à radiação diretamente proporcional ao tempo em que ficou acionado, normalmente através de um pedal de acionamento. Diferentemente do aparelho de raios X

convencional, o aparelho de fluoroscopia não possui um tempo de funcionamento previamente ajustado: ele é determinado pelo operador do equipamento através do pedal de acionamento. Os aparelhos são equipados com alarmes temporizados que devem sinalizar após cinco minutos de funcionamento contínuo do aparelho. Esse tipo de alarme serve para alertar o operador do tempo de exposição a que o paciente está sendo submetido.

4.2 Parâmetros de controle

O principal controle no aparelho de fluoroscopia é feito pelo acionamento por pedal, mas existem vários outros parâmetros que também podem ser controlados, e os aparelhos mais modernos possibilitam uma infinidade de controles adicionais.

Controle automático de brilho

Alguns aparelhos de fluoroscopia utilizam o dispositivo intensificador de imagem que captura a radiação que sai do paciente. O brilho deve ser suficiente para que o sinal que chega ao tubo do monitor de TV possibilite a aparição da imagem no vídeo. O brilho pode ser controlado em modo manual ou automático. Como os pacientes têm tamanhos diferentes, e os tecidos apresentam variação na absorção da radiação, a qualidade da imagem pode ficar comprometida se não houver um controle de brilho. O controle automático de brilho é recomendável, pois possibilita a geração de uma imagem adequada independentemente da espessura da região em exame ou do tipo de tecido que está sendo observado. Quando se utiliza o sistema de controle automático de brilho (ABS), o sinal de saída do intensificador é constantemente monitorado.

Quando é preciso intensificar o sinal que aparece na tela do monitor, é feito um aumento da tensão (kV), da corrente (mA), ou de ambas; do contrário é preciso diminuí-las para manter a boa qualidade da imagem. O tipo de paciente e os valores de alta-tensão (kV) e corrente catodo-anodo (mA) influenciam a quantidade de fótons X que atinge a entrada do intensificador de

imagem. O sistema de controle automático de brilho faz com que a quantidade de raios X que ultrapassa o paciente e atinge o intensificador de imagem seja constante independentemente das características físicas do paciente e da variação de absorção do feixe pela região sob observação.

Colimação e campo de observação

O campo máximo de observação é definido pelo tipo de aparelho, mas, sempre que possível, esse campo deve ser reduzido ao mínimo, de acordo com o tamanho da área que se deseja observar. A diminuição do campo é feita com o uso de colimadores, que diminuem a área irradiada. A redução da área irradiada promove uma diminuição da dose absorvida pelo paciente e da produção da radiação espalhada que incide sobre o intensificador de imagem. A radiação espalhada degrada a imagem que aparecerá no vídeo. Assim, a restrição do campo irradiado promove benefícios ao paciente e melhoria na qualidade da imagem.

Magnificação

Muitos aparelhos de fluoroscopia permitem utilizar a magnificação da imagem. A magnificação é obtida através de manipulação eletrônica, de modo que uma menor área da entrada do intensificador de imagem é utilizada para uma mesma área de saída. Assim, o sinal de saída tende a ser mais tênue, quando se utiliza a magnificação, resultando numa imagem com menos brilho. Essa diminuição do brilho devido à magnificação deve ser compensada com um aumento da intensidade do feixe de raios X, o que pode ser feito automaticamente pelo controle automático de brilho (ABS). A magnificação provoca um considerável aumento na energia absorvida pelo paciente, visto que haverá um aumento na intensidade do feixe de raios X de entrada. Para uma magnificação da imagem de 50% há um aumento na taxa de exposição do paciente de até 140%. Portanto, a utilização da magnificação deve ser feita de maneira muito criteriosa, pois tem como consequência direta o aumento da dose no paciente.

Congelamento e gravação da imagem

Aparelhos mais novos permitem a gravação da imagem selecionada por congelamento ou por gravação em vídeo. Esse tipo de procedimento permite observação detalhada da imagem sem a necessidade de o paciente permanecer submetido ao feixe de raios X durante todo o tempo. O diagnóstico final do exame pode ser feito após a aquisição das imagens – período de tempo em que o paciente ficou exposto. Assim, o tempo em que o paciente é exposto à radiação pode ser reduzido ao mínimo necessário para a aquisição das informações necessárias ao diagnóstico.

4.3 Proteção radiológica em fluoroscopia

Pelo fato de se trabalhar com radiação por um tempo relativamente longo nos exames em fluoroscopia, quando comparado com as exposições nos aparelhos de raios X convencionais, algumas regras básicas de radioproteção devem ser observadas. Qualquer palpação realizada no paciente durante o exame deve ser feita com o uso de luvas de chumbo com proteção equivalente a 2,5mm. O aparelho só pode ser colocado em funcionamento durante o período em que o executor do exame está olhando para o monitor. O tempo de exposição deve ser anotado nos assentamentos do paciente. A fluoroscopia não deve ser usada em substituição à radiografia convencional.

Exposição do trabalhador

O trabalhador durante o uso dos equipamentos de fluoroscopia está exposto principalmente à radiação espalhada devido à interação do feixe principal por efeito Compton. Essa radiação espalhada é gerada principalmente na interação do feixe de radiação primária com o paciente e se propaga em todas as direções a partir do paciente. Portanto, além de evitar permanecer no campo de propagação do feixe principal, o trabalhador precisa se proteger da radiação secundária.[1] A intensidade do feixe da radiação espalhada varia na proporção do inverso do quadrado da distância, ou seja, é

tão mais intensa quando mais próximo se está do paciente. Os maiores índices de radiação espalhada estão exatamente na posição em que o operador fica ao lado do paciente, sendo que a região de maior concentração está próxima à sua cintura. [2]

As condições de posicionamento do tubo e do intensificador de imagem devem ser observadas de maneira a minimizar a dose a que o operador se expõe. Para aparelhos que possuem tubo de raios X e intensificador de imagem em posição fixa, a recomendação é que o tubo seja colocado abaixo da mesa de posicionamento do paciente e o intensificador acima, gerando sempre imagens com incidências de feixe PA quando o paciente está em decúbito dorsal (tal condição é atendida por todos os fabricantes). Esse tipo de posicionamento garante uma menor dose ao trabalhador em virtude da diminuição da radiação espalhada, que atinge seu tórax e o rosto.

4.4 Aparelhos de Fluoroscopia

A figura 4.5 apresenta em (*a*) um aparelho de fluoroscopia com intensificador de imagem posicionado sobre a mesa e tubo de raios X embutido na parte inferior da mesa. O conjunto tubo-intensificador pode ser movimentado ao longo do comprimento da mesa para ser posicionado na região do corpo do paciente que se deseja observar. Dessa forma, o feixe de raios X se propaga de baixo para cima, gerando uma menor quantidade de radiação espalhada, que se propaga na direção do tronco e cabeça dos profissionais que estejam atuando na aquisição e observação da imagem. Na região lateral da mesa, logo abaixo do intensificador de imagem, existe um saiote de chumbo, com o objetivo de minimizar a propagação da radiação espalhada na direção do profissional que observa a imagem que está sendo adquirida. O monitor posicionado acima da mesa de acomodação do paciente permite observar as imagens geradas em tempo real. Alguns modelos de aparelhos permitem a inclinação da mesa. Esse tipo de aparelho requer instalações com os mesmos requisitos de radioproteção que os aparelhos convencionais de raios X.

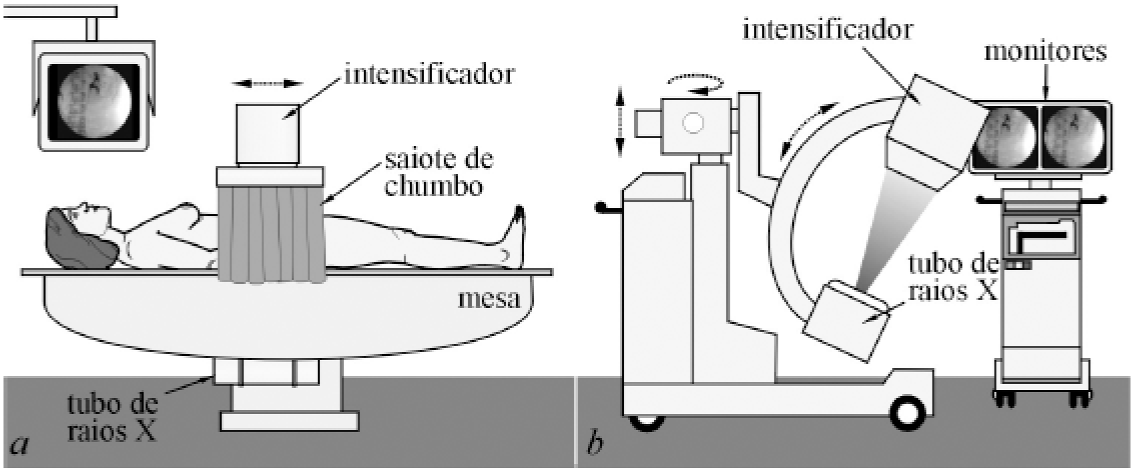


FIGURA 4.5 – Aparelhos de fluoroscopia: aparelho típico (*a*) e arco em C (*b*)

A figura 4.5 apresenta em (*b*) um aparelho móvel de fluoroscopia, conhecido como "arco em C". Esse tipo de aparelho apresenta grande flexibilidade de uso por estar independente de uma mesa fixa, e é muito útil no acompanhamento de cirurgias, principalmente ortopédicas. É um equipamento simples e robusto que apresenta grande flexibilidade no uso do conjunto tubo-intensificador, pois permite o seu posicionamento em diversos ângulos de incidência do feixe e possibilita a aquisição de imagens laterais ou inclinadas mesmo com o paciente deitado sobre uma mesa de cirurgia.

Para minimizar a dose de radiação recebida pelos profissionais de Saúde presentes no ambiente cirúrgico, recomenda-se que o feixe de raios X seja sempre direcionado de baixo para cima. As incidências do feixe da parte inferior para a parte superior promovem uma menor geração de radiação espalhada na direção da parte superior do corpo dos profissionais, tronco e cabeça. O uso de EPIs (avental de chumbo, protetor de tireoide, luvas, e óculos plumbíferos) é recomendado a todos profissionais que estejam no ambiente onde ocorre a irradiação.

4.5 Fluoroscopia digital

A fluoroscopia digital é similar ao sistema de fluoroscopia por televisão, com adição do conversor digital e de um computador que permite uma grande

flexibilidade na manipulação da imagem e no seu armazenamento. O disco rígido do computador armazena as imagens produzidas durante o estudo. As imagens digitais geradas podem depois ser impressas em filme ou em papel, e podem ser arquivadas digitalmente em disco magnético ou disco óptico, onde permanecem disponíveis durante um longo tempo.

A estação de trabalho do computador fornece um teclado e também um *mouse*, ou outro dispositivo, para manipulação da imagem. As imagens podem ser exibidas em monitores de alta resolução na sala de exames, bem como em monitores posicionados em outros locais. O sistema de fluoroscopia digital apresenta uma série de vantagens, como redução da dose no paciente, retenção da última imagem, possibilidade de armazenagem de grande número de imagens na memória do computador, controles de brilho, contraste e *zoom*, filtros de ruídos, armazenagem em disco ótico ou magnético com grande capacidade (mais de 1.500 imagens). Alguns sistemas trabalham com matrizes de imagem de 1024x1024 pixels, o que possibilita a geração de imagens de alta qualidade com mais de 1 milhão de pixels.

Existem dois processos básicos para a obtenção da imagem digital em fluoroscopia: aquisição indireta e aquisição direta. Na aquisição indireta, a imagem é gerada através de um sistema de conversão e transformada em uma imagem digital. A figura 4.6 apresenta o exemplo de um processo para a aquisição indireta de imagem digital por fluoroscopia. Nesse esquema, uma câmera de CCD de alta resolução é acoplada à saída do intensificador de imagens, captando a imagem e convertendo-a em um sinal elétrico digitalizado, que é enviado ao computador.

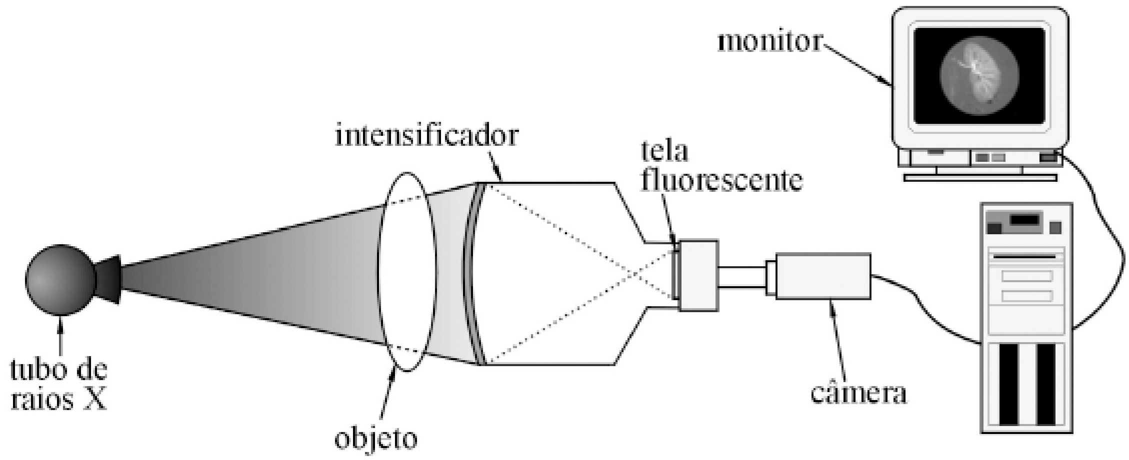


Figura 4.6 – Sistema de fluoroscopia digital com aquisição indireta de imagem

A figura 4.7 apresenta um esquema de aquisição direta da imagem digital. Nesse processo é utilizada uma placa detectora contendo sensores de alta velocidade capazes de enviar sinais digitais diretamente ao computador em um curto espaço de tempo, permitindo a geração de mais de trinta quadros por segundo. Esse tipo de sistema garante grande resolução da imagem e uma relação sinal-ruído alta, sendo, portanto, aparelhos de muito bom desempenho.

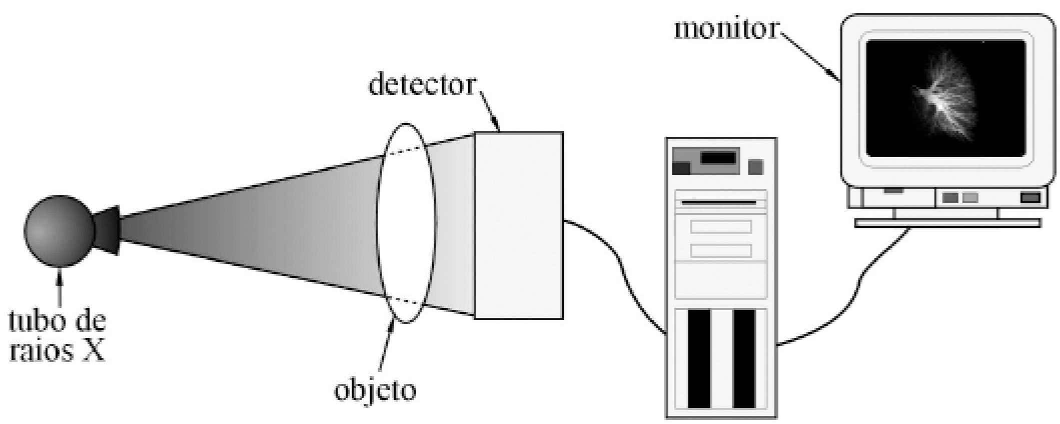


Figura 4.7 – Sistema de fluoroscopia digital com aquisição direta

Alguns aparelhos de fluoroscopia também podem fazer radiografias, sendo chamados "aparelhos de RF" (radiografia e fluoroscopia). Os aparelhos mais recentes possuem captação da imagem digital e, nesse caso, são denominados "aparelhos DRF" (radiografia e fluoroscopia digital).

4.6 Os equipamentos

Existe uma grande variedade de sistemas fixos de fluoroscopia. Os mais simples possuem uma mesa de exame com movimento horizontal do conjunto tubo-intensificador. Os aparelhos tipo arco em C apresentam-se com tecnologia muito variável, desde aparelhos que geram imagens analógicas em aparelhos de TV até aparelhos que geram imagens digitais. Alguns aparelhos fixos de arco em C simples dispõem de *softwares* capazes de reconstruir imagens tridimensionais do sistema vascular. Eles são muito utilizados para a geração de angiografias do cardíacos.

O aparelho de fluoroscopia com arco em C duplo possui dois conjuntos tubo-intensificador e permite visibilização simultânea de dois planos distintos, normalmente incidência PA e lateral. Esse tipo de aparelho permite precisar o posicionamento de um objeto dentro de um volume e é muito utilizado para acompanhamento de procedimentos no sistema neurovascular, com aplicações em exames diagnósticos e processos invasivos como cateterismos, ou procedimentos cirúrgicos menos invasivos. A figura 4.8 apresenta uma sala de hemodinâmica com um equipamento tipo arco C para aquisição de imagens digitais.

A sala de angiografia é equipada com vários aparelhos que permitem a execução de diversaos tipos de procedimentos (cateteres, agulhas, guias etc.). Essa sala deve possuir pia para escovação de materiais e sala anexa de espera para pacientes. Deve ainda possuir toda a aparelhagem para um atendimento de emergência, como oxigênio, sistema de aspiração e outros equipamentos, além de bomba de infusão para injetar meio de contraste.

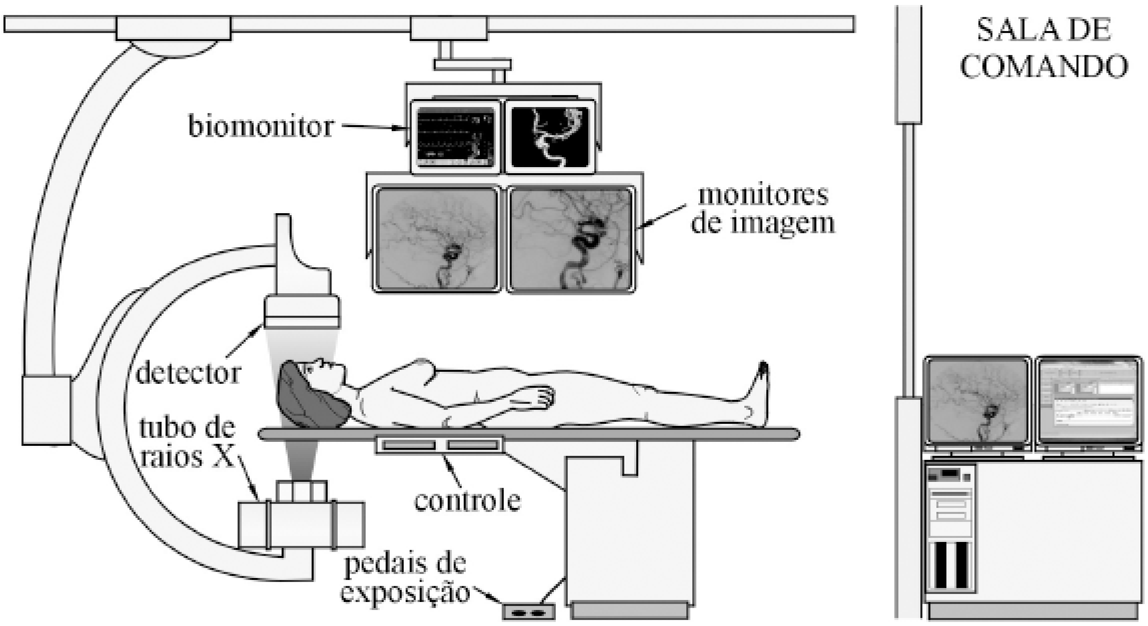


Figura 4.8 – Instalação de um sistema de hemodinâmica

No caso de utilização do equipamento com inclinação, é recomendável que o intensificador de imagem seja deslocado em direção ao operador. Esse tipo de posicionamento contribui para uma menor exposição à radiação espalhada nas laterais da mesa cirúrgica. Quanto mais próximo o dispositivo de captação de sinal de imagem (intensificador ou detector) estiver do paciente, menor será a radiação espalhada que irá atingir o trabalhador. No entanto, a proximidade do intensificador pode atrapalhar a visibilização das estruturas que estão sendo observadas.

Existem ainda no mercado equipamentos específicos com o objetivo de atender às necessidades crescentes de se diagnosticarem problemas cardiovasculares, neurovasculares, do sistema urinário, gastrintestinais, e em processos de acompanhamento de intervenções menos invasivas, como cateterismo ou cirurgias ortopédicas. Algumas funções especiais podem ser oferecidas em alguns aparelhos, variando desde a possibilidade de se retrabalhar a imagem, de posicionamentos do conjunto tubo-intensificador e movimentação do aparelho, até a existência de aparelhos de múltiplas funções.

4.7 As imagens

A figura 4.9 apresenta em (*a*) uma imagem radiográfica feita em aparelhos de fluoroscopia para a observação da artéria coronária esquerda. Para a obtenção dessa imagem, um cateter foi posicionado na entrada da artéria, liberando meio de contraste que se difunde com o fluxo sanguíneo e preenche toda a artéria. Essa imagem é apenas um quadro de uma sequência de imagens que permite observar o comportamento dinâmico da artéria coronária durante os batimentos cardíacos. Pela observação de seu comportamento e de sua estrutura anatômica é possível diagnosticar alterações em sua funcionalidade. Essa imagem foi obtida com incidência PA do feixe de raios X.

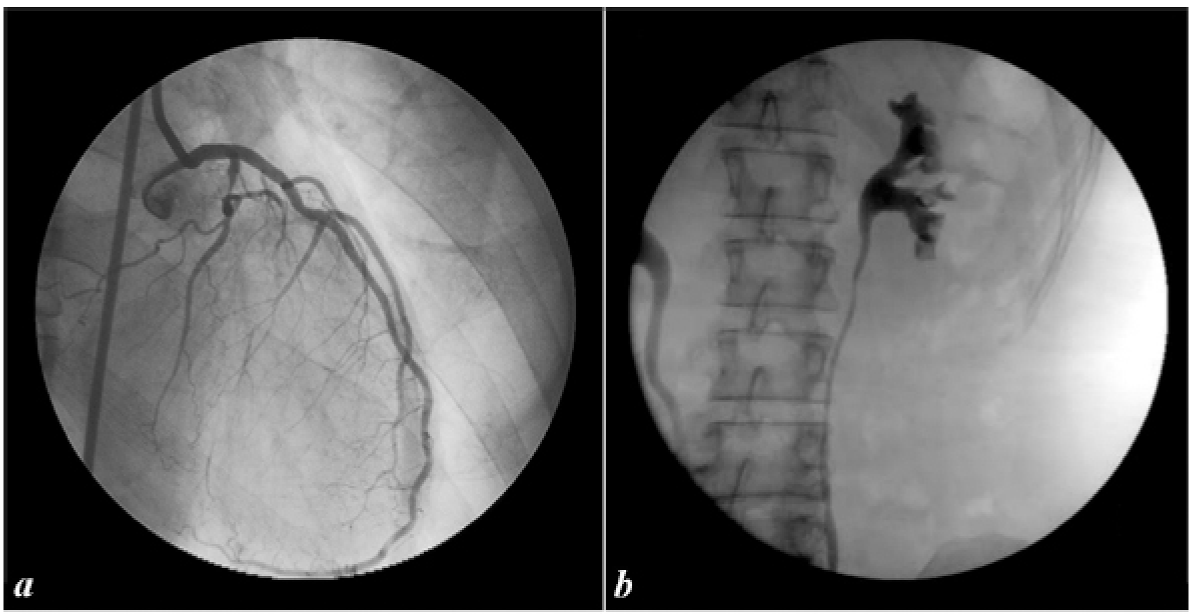


Figura 4.9 – Imagens de fluoroscopia: ângio-coronária (*a*) e rim esquerdo (*b*)

A figura 4.9 apresenta em (*b*) uma imagem radiográfica feita em aparelhos de fluoroscopia para a observação do sistema urinário. O meio de contraste é utilizado para ressaltar a anatomia da pelve renal esquerda e o ureter esquerdo. O ureter esquerdo apresenta um menor calibre dificultando a eliminação da urina e prejudicando o funcionamento normal do rim esquerdo.

A angiografia é o exame radiográfico dos vasos após a injeção de meio de contraste, o qual é utilizado para aumentar a radioabsorção do sangue que se encontra no interior do vaso. Há procedimentos específicos de angiografia para a região cerebral, cardíaca, torácica, abdominal e periférica, além da

linfografia, utilizada para a observação de vasos linfáticos. Esses procedimentos representam a grande aplicação dos aparelhos de fluoroscopia, também conhecidos como hemodinâmica, no caso das aplicações vasculares.

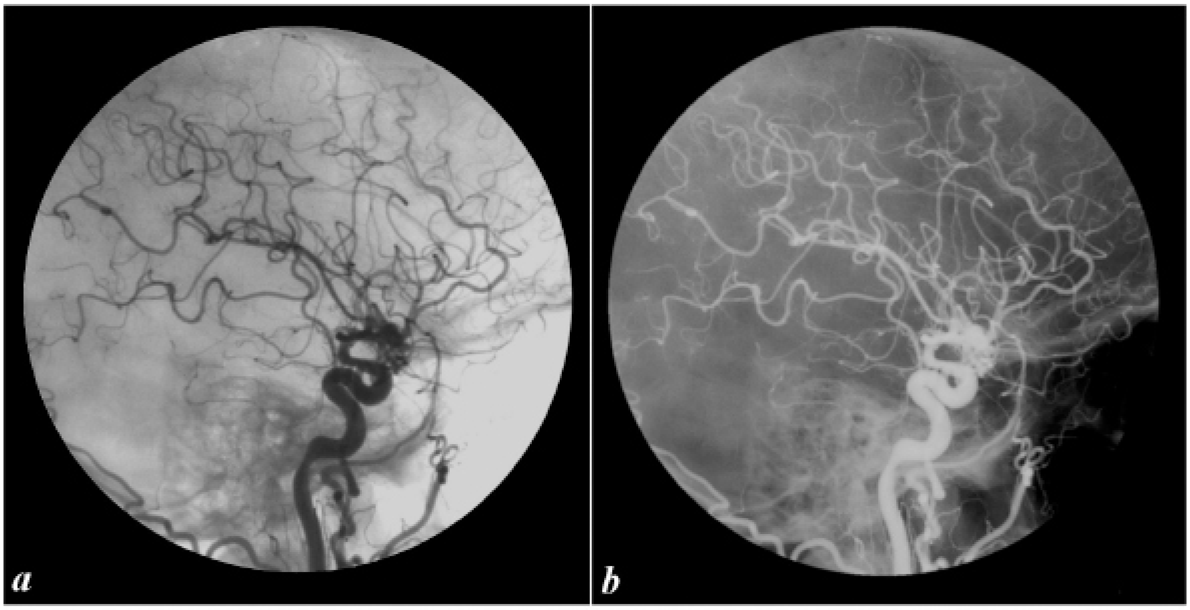


Figura 4.10 – Imagens de angiografia cerebral: imagem positiva (*a*) e imagem negativa (*b*)

A figura 4.10 apresenta imagens radiográficas da artéria carótida interna esquerda, obtidas com incidência lateral do feixe de raios X e introdução de meio de contraste. O procedimento para a geração da imagem é o mesmo para as imagens angiográficas, nas quais uma quantidade de meio de contraste é liberada na entrada da artéria para a observação de sua difusão em direção aos vasos de menor calibre, promovida pelo fluxo sanguíneo. A técnica utilizada para gerar contraste num vaso sanguíneo é denominada "cateterização seletiva".

Nessa técnica, um cateter é introduzido através dos grandes vasos, conduzido pelo médico intervencionista, com o auxílio de imagens fluoroscópicas até a raiz do vaso que se deseja observar. Após o posicionamento do cateter, o meio de contraste é liberado e preenche o vaso de interesse. Com o preenchimento da artéria é possível observar a sua anatomia e alterações promovidas no fluxo do meio de contraste. Assim, é possível diagnosticar obstruções, rupturas, estenoses ou aneurismas causadores

de danos ao bom funcionamento da região em estudo. Na imagem (*a*) denominada de “positiva”, os materiais mais radiopacos aparecem mais escuros; esse tipo de imagem é o mais comumente encontrado como padrão nos processos diagnósticos por fluoroscopia. A imagem (*b*), denominada de “negativa”, é obtida através da inversão da escala de cinzas. Nessa imagem, os materiais mais radiopacos aparecem mais claros. Esse tipo de imagem é comumente encontrado nas radiografias. A inversão da escala de cinzas é uma ferramenta comumente encontrada nos aparelhos de fluoroscopia e permite ao médico especialista decidir como deseja observar a imagem e qual delas permite melhor identificar as alterações da estrutura pesquisada.

A angiografia por subtração digital é um diagnóstico radiológico muito difundido. Essa técnica permite diminuir consideravelmente a interferência de estruturas que não são de interesse na imagem diagnóstica, através da subtração dessas estruturas. A técnica de subtração consiste em posicionar o paciente e o ângulo de incidência do feixe de raios X e gravar uma imagem radiográfica. A partir daí, sem que haja movimentação do paciente, das imagens dinâmicas geradas em fluoroscopia subtrai-se a imagem gravada. Se essa técnica é realizada adequadamente, todas as estruturas ósseas e demais órgãos desaparecem da imagem e a estrutura contrastada aparece sozinha, sem a interferência de outras estruturas.

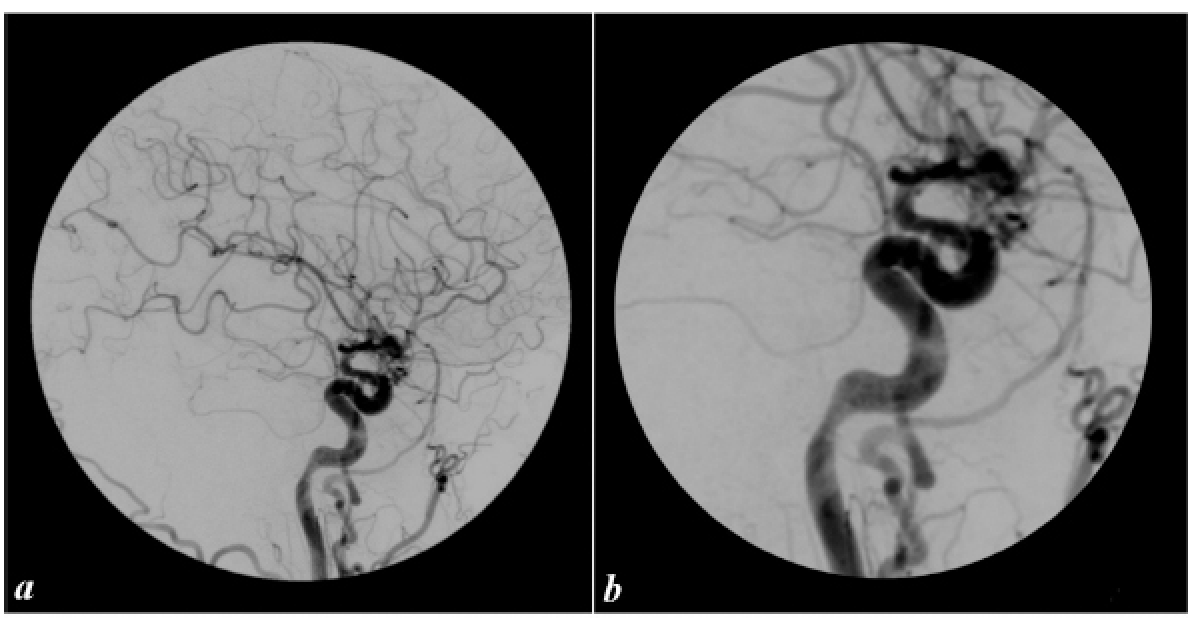


Figura 4.11 – Imagens de angiografia cerebral: imagem com subtração digital (*a*) e imagem ampliada (*b*)

A figura 4.11 apresenta em (*a*) uma imagem angiográfica do cérebro em que foi utilizada a técnica de subtração digital, também conhecida como DSA. Como a imagem subtraída não possui meio de contraste na região vascular, a imagem resultante apresenta somente a região vascular preenchida pelo meio de contraste, que é feito de material mais radiopaco, geralmente à base de iodo. Uma rápida comparação entre as imagens 4.10*a* e 4.11*a* permite observar a diferença do contraste promovida pela técnica de subtração digital.

Para que essa técnica funcione adequadamente, a imagem a ser subtraída deve ser gerada imediatamente antes do início da liberação do meio de contraste no interior da artéria objeto de estudo, evitando-se assim o deslocamento do paciente e que a imagem gravada não esteja ajustada às imagens sequenciais geradas de forma dinâmica.

Esse tipo de técnica pode evidenciar regiões vasculares diversas e, dependendo do tempo entre a liberação do meio de contraste e a captação da imagem, podem ser observadas fases arteriais, fases arteriovenosas e fases venosas tardias, dependendo do interesse da solicitação diagnóstica. A figura 4.11 apresenta em (*b*) uma imagem ampliada em 100% (*zoom* = 2) da estrutura em observação. A magnificação da imagem é uma ferramenta facilmente encontrada em equipamentos digitais.

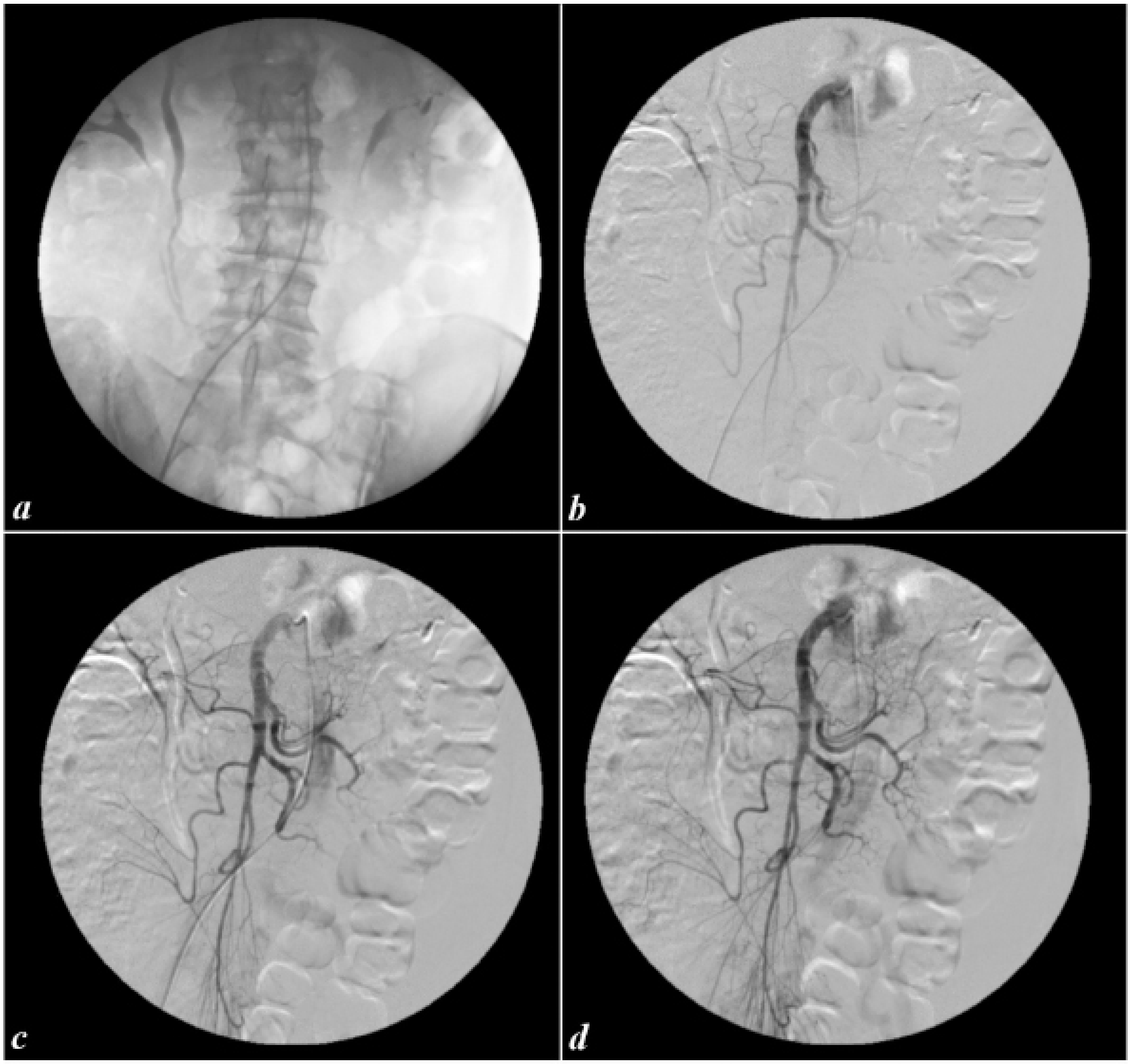


Figura 4.12 – Imagens do abdome: radiografia abdominal (*a*) e imagens com subtração digital da artéria mesentérica superior (*b, c, d*)

A figura 4.12 apresenta uma sequência de imagens radiográficas da região abdominal obtidas num procedimento em fluoroscopia. Na radiografia apresentada na imagem (*a*) podem ser observadas as vértebras lombares de L1 a L5, parte dos ossos ilíacos, o cateter introduzido através da artéria femoral direita e deslocado pelo interior da aorta até a altura da primeira vértebra lombar, e gases no interior do abdome, principalmente no colo descendente.

As imagens (*b*), (*c*) e (*d*) foram obtidas por subtração digital e mostram uma sequência da difusão do meio de contraste pela artéria mesentérica superior.

Nessas imagens é possível visibilizar claramente a difusão do meio de contraste em direção às ramificações da artéria mesentérica. Devido à movimentação dos gases intestinais, ocorre uma diferença de posicionamento de algumas estruturas entre as imagens observadas e a imagem subtraída, principalmente na região do colo descendente. Esse tipo de artefato pode ser diminuído com o preparo anterior do paciente visando a diminuir a quantidade de gases na região abdominal.

Se houver movimentação do paciente após a aquisição da imagem a ser subtraída, a técnica de subtração fica muito prejudicada. Em caso de movimentação muito grande há necessidade de geração de nova imagem de subtração. No entanto, se houver um movimento discreto do paciente é possível utilizar um comando de deslocamento da imagem de subtração com o objetivo de ajustá-la ao novo posicionamento do paciente.

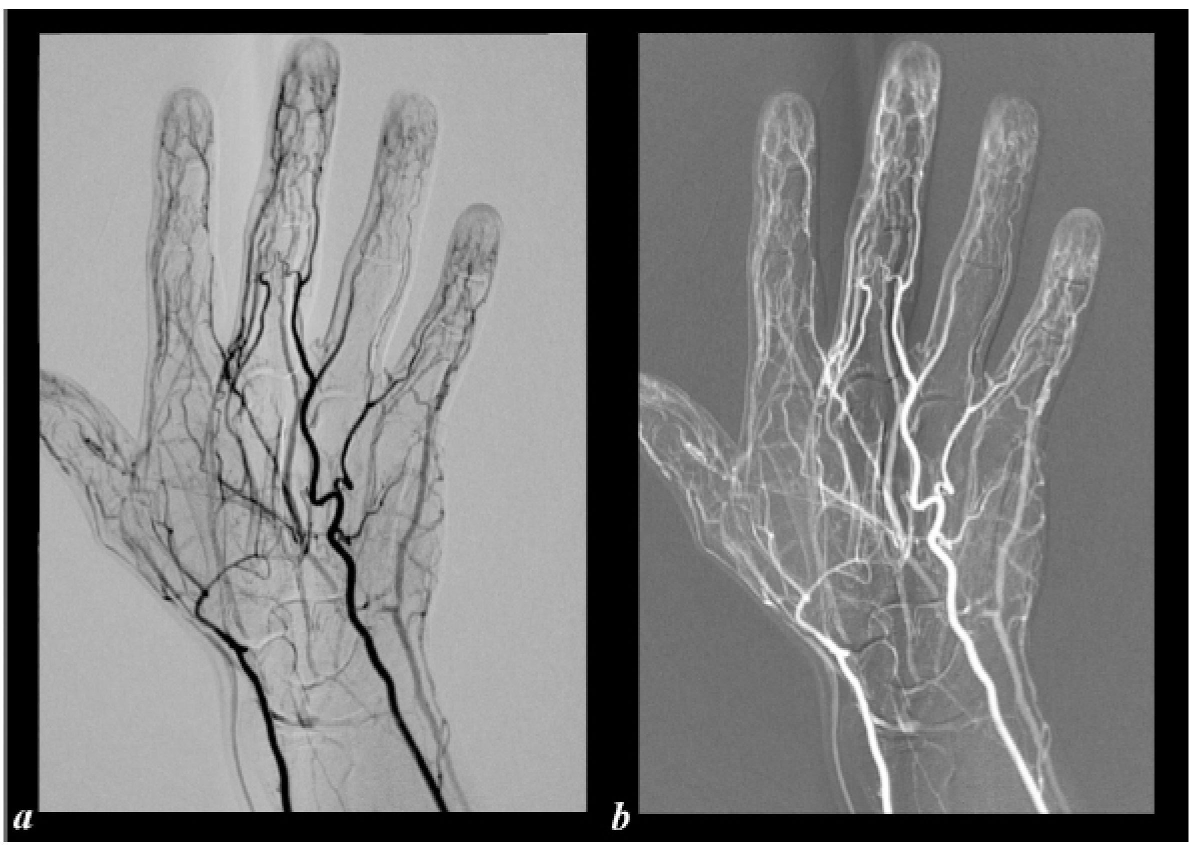


Figura 4.13 – Imagens angiográficas da mão: imagem positiva (*a*) e imagem negativa (*b*)

A angiografia ainda é muito utilizada para a observação do sistema vascular periférico, tanto dos membros inferiores como superiores. A figura 4.13 apresenta um arteriograma da mão direita: em (*a*), uma imagem positiva; em (*b*), a mesma imagem, negativa.

A fluoroscopia ainda pode ser utilizada para procedimentos terapêuticos vasculares ou não vasculares. Dentre os processos terapêuticos acompanhados por imagens fluoroscópicas podem ser destacados:

- Acompanhamento de cirurgias ortopédicas
- Embolização, utilizada para criar êmbolo num vaso e, assim, obstruí-lo
- Angioplastia, também conhecida como PTA, que utiliza cateteres especializados para fazer a dilatação de vasos que apresentem estenose
- Monitoração para colocação de *stent*: procedimento para a reparação de aneurisma de aorta, injúrias causadas por traumas e estenoses
- Monitoração de procedimentos quimioterápicos, utilizados para aplicação de quimioterápicos em vasos específicos acessados por meio de cateteres
- Drenagem biliar percutânea
- Acompanhamento de biópsias
- Guia para drenagem, aspiração por agulhas, e retirada de corpos estranhos, entre outras aplicações.

Exercícios propostos

4.1 Para que servem os aparelhos de fluoroscopia?
4.2 Qual o seu princípio de funcionamento?
4.3 Qual a finalidade da tela fluoroscópica?
4.4 O que é o intensificador de imagens?
4.5 Qual a vantagem do uso do intensificador de imagens?
4.6 Como funciona o controle automático de brilho?
4.7 Qual a vantagem da maior colimação do campo?
4.8 Cite os equipamentos de radioproteção que devem ser utilizados na sala de fluoroscopia.
4.9 O que é o arco em C?
4.10 Para que é utilizado o arco em C?
4.11 Diferencie a fluoroscopia digital direta da fluoroscopia digital indireta.
4.12 Cite as vantagens do equipamento de arco em C duplo.

4.13 Defina angiografia.
4.14 Qual a função do meio de contraste em exames angiográficos?
4.15 Cite as principais aplicações do diagnóstico por fluoroscopia.
4.16 Quais os objetivos diagnósticos das angiografias?
4.17 Cite as aplicações não diagnósticas da fluoroscopia.

REFERÊNCIAS

AAPM. *Managing the use of fluoroscopy in medical institutions*. AAPM report 58. New York: Medical Physics Publishing: 1998. 34p.

ASTON, Richard. *Principles of biomedical instrumentation and measurement*. Ohio: Merrill Publishing Company, 1990. 543p.

BONTRAGER, Kenneth L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 814p.

BRASIL. Ministério da Saúde. *Portaria 453/98*. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Brasília: DOU 01/06/1998.

BRASIL. Ministério da Saúde. *Resolução 64/2003 ANVISA*. Guia de procedimentos para segurança e qualidade de imagem em radiodiagnóstico médico. Brasília: ANVISA, 2003. 64p.

CARR, Joseph. *Biomedical equipment*: use, maintenance, and management. New Jersey: Prentice-Hall, 1992. 267p.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil Textbook of Medicine*. 22. ed. New York: Saunders, 2003. 2784p.

CURRY III, Thomas S.; DOWDEY, James E.; MURRY, Robert C. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. 522p.

HAJNAL, Joseph V. *Medical Image Registration. Boca Raton*: CRC Press, 2001. 394p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Diagnostic reference levels in medical imaging*: Review and additional advice. ICRP Publication, Oxford: Pergamon Press, UK. 2002. 14p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Radiation and your patient*: a guide for medical practitioners. ICRP Publication, Oxford: Pergamon Press, Oxford, UK. 17p.

SHROY, Robert E; VanLYSEL Michael S.; YAFFE, Martin J. *X-Ray*. Chapter 61. In: *Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC press. 2000.

US FOOD AND DRUG ADMINISTRATION. *Avoidance of serious x-ray-induced skin injuries to patients during fluoroscopically-guided procedures*. FDA. September. 1994.

WEBSTER, John G. *Medical instrumentation*: application and design. New York: John Willey and sons. 3. ed. 1998. 682p.

1. Radiação espalhada, originada principalmente da interação do feixe primário com o paciente.
2. Para se proteger dessa radiação o trabalhador deve procurar ficar o mais distante possível do paciente e utilizar equipamentos de proteção adequados: avental de chumbo, luvas, óculos etc.

Capítulo 5

Tomografia computadorizada

Os exames de radiologia convencional são muito importantes na prática clínica. Entretanto, pelas características do método, no qual as estruturas representadas nas imagens aparecem sobrepostas, não é possível estudar adequadamente partes moles localizadas no interior de estruturas ósseas, como o cérebro. A tomografia computadorizada (TC) é um método diagnóstico por imagem que supre essa deficiência, pois permite observar as estruturas internas do corpo humano através de imagens de cortes anatômicos, nas quais não existe sobreposição de tecidos. Quando há suspeita de alteração em um dado órgão, a aquisição de uma série sucessiva de imagens de corte desse órgão permite observar todo o seu volume e encontrar a alteração, se ela existir e for possível de ser diagnosticada por imagens de tomografia computadorizada. O processo de aquisição desta sequência de imagens de cortes anatômicos para observação de um dado órgão é denominado "varredura".

Assim como ocorre na radiologia convencional, o contraste que permite gerar imagens na tomografia computadorizada é resultante da diferença na absorção do feixe de raios X em função das características dos tecidos. Quanto maior a absorção do feixe pelo tecido, mais claro esse tecido aparece na imagem, uma vez que há grande absorção e pouca radiação ultrapassa o objeto; e quanto menor a absorção do feixe pelo tecido, mais escuro ele se apresenta na imagem.

A tomografia computadorizada começou a ser utilizada como método diagnóstico no início da década de 1970, teve sua difusão nos anos 1980 e atualmente é cada vez mais utilizada na prática médica. Desde seu aparecimento até os dias atuais vem sofrendo muitas evoluções, com a criação de aparatos cada vez mais complexos, contribuindo para a redução no tamanho dos aparelhos, diminuição do tempo de aquisição, melhoria na qualidade da imagem, novas aplicações e maior flexibilidade no trato dos dados.

A imagem por tomografia computadorizada utiliza um computador para ser construída, sendo gerada em formato digital e impressa em suporte físico posteriormente à sua aquisição. A imagem digital pode ser retrabalhada através de ajustes de contraste, brilho, intensidade, reconstrução etc. O tratamento dos cortes permite gerar imagens de volume e fazer a subtração de estruturas, flexibilizando ainda mais a utilização dessa tecnologia.

5.1 Evolução da tomografia

A palavra tomografia significa “imagem em tomos”, ou seja, em planos, e essa definição se aplica às imagens de qualquer aparelho diagnóstico que permita a geração de imagem de um plano de corte anatômico, possibilitando o estudo de estruturas localizadas no interior do corpo.

Entre os métodos que geram imagens tomográficas estão também a Ressonância Magnética e a Ultrassonografia. Entretanto, o aparelho que gera imagem tomográfica a partir da atenuação diferenciada do feixe de raios X é que passou a ser denominado “aparelho de Tomografia Computadorizada”.

Aparelhos de tomografia convencional

A tomografia linear, também conhecida como "planigrafia", foi a primeira radiografia convencional que permitiu a geração de uma imagem de corte anatômico e possibilitou o desenvolvimento dos outros aparelhos de tomografia convencional e, posteriormente, dos aparelhos de tomografia computadorizada. Ela é realizada por um aparelho cujo tubo emite o feixe de raios X enquanto se desloca em um determinado eixo. Simultaneamente, o filme de registro de imagem se move em sentido contrário e de forma sincronizada num mesmo eixo, com o objeto em estudo permanecendo estático em relação ao filme e à ampola geradora do feixe de raios X. Como existe uma movimentação da fonte de radiação e do chassi, a imagem é mais nítida apenas no plano de corte escolhido para o objeto, sendo desfocada para todos os outros planos. Isso ocorre porque o plano de corte escolhido é o único local irradiado que é representado no mesmo local do filme durante todo o período de exposição. A figura 5.1 apresenta o esquema do funcionamento de um aparelho de tomografia convencional com deslocamento linear do feixe de raios X (tomografia linear ou planigrafia), no qual é possível observar o posicionamento inicial do tubo de raios X à esquerda e seu movimento para a direita, sendo que o chassi que inicialmente está à direita se movimenta em sincronismo com o tubo de raios X para a esquerda.

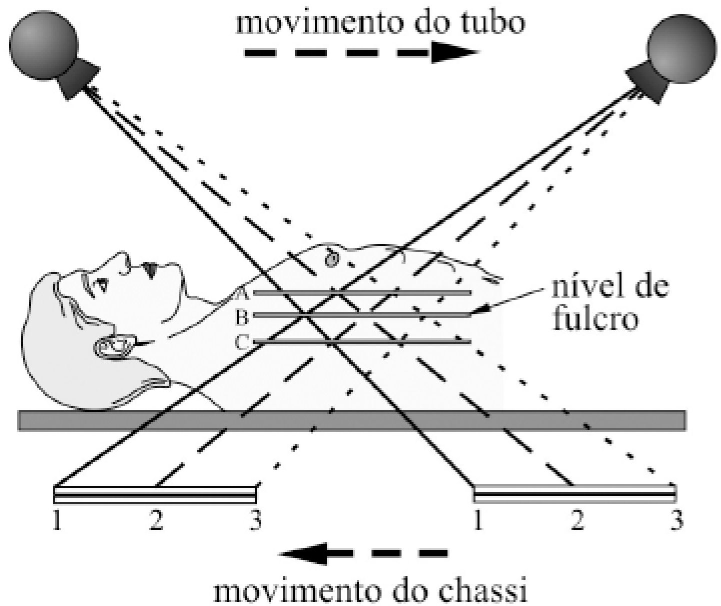


Figura 5.1 – Aquisição da imagem em tomografia convencional com deslocamento linear do feixe de raios X

No feixe emitido pelo tubo estão marcadas três trajetórias de propagação de raios, sendo uma em linha contínua, outra em linha tracejada, e uma terceira em linha pontilhada. Os raios que se propagam pela trajetória contínua e que atravessam o objeto atingem o ponto 1 do chassi; os que se propagam pela trajetória tracejada atingem o ponto 2; e os que se propagam pela trajetória pontilhada atingem o ponto 3, do início ao final do processo de aquisição da imagem.

Como as trajetórias demarcadas passam por estruturas diferentes a cada instante, os raios que ultrapassam o objeto registram informações diferentes sobre toda a superfície do filme. No entanto, com relação aos planos A, B e C demarcados no objeto, é possível observar que, do princípio ao final do processo, as estruturas contidas no plano B são registradas nos mesmos lugares do filme, uma vez que as trajetórias passam sempre sobre o mesmo ponto do plano B e registram a informação em um mesmo lugar no filme. Essa característica de registrar as informações das estruturas que fazem parte do plano B sempre na mesma região do filme faz com que essas informações sejam ressaltadas na imagem em relação à de outros planos após a revelação do filme (pelo fato de sua imagem ser repetidamente registrada em uma

mesma posição, diferentemente do que ocorre com as imagens dos demais planos).

Os outros planos contidos no volume irradiado também promoverão registros sobre o filme, mas estes registros ocorrem de maneira difusa por ficarem em posições diferentes do filme a cada intervalo de tempo do processo de aquisição.

O plano objetivo a ser ressaltado na imagem, no caso o plano B, fica ao nível do fulcro, sendo o fulcro o nível de apoio (eixo) através do qual o tubo de raios X e o chassi se movem. Portanto, as estruturas que se encontram no plano de corte ao nível do fulcro são aquelas que surgem com maior nitidez na imagem final. O nível do fulcro determina o corte anatômico de interesse a ser registrado no filme.

A figura 5.2 apresenta um aparelho de tomografia linear com a mesa de posicionamento do paciente e a movimentação da fonte geradora do feixe de raios X, do chassi contendo o filme imediatamente sob a mesa, e a regulagem da mesa em altura. A geração da imagem do plano de corte escolhido depende do ajuste da altura da mesa e do posicionamento correto do paciente em relação à aparelhagem; esse tipo de imagem permite o estudo de uma alteração em corte longitudinal, oblíquo etc.

Os artefatos produzidos por estruturas que apresentam grande absorção do feixe de raios X, e que se encontram fora do nível de fulcro, podem trazer problemas na interpretação de algumas imagens. Com o objetivo de diminuir a influência de artefatos que impediam a observação de algumas estruturas e melhorar a qualidade da imagem gerada, outros tipos de aparelhos de tomografia convencional foram desenvolvidos com base em movimentações diferentes da fonte de radiação e do filme receptor da imagem. As movimentações mais comuns são a circular, elíptica, espiral e hipocicloidal.

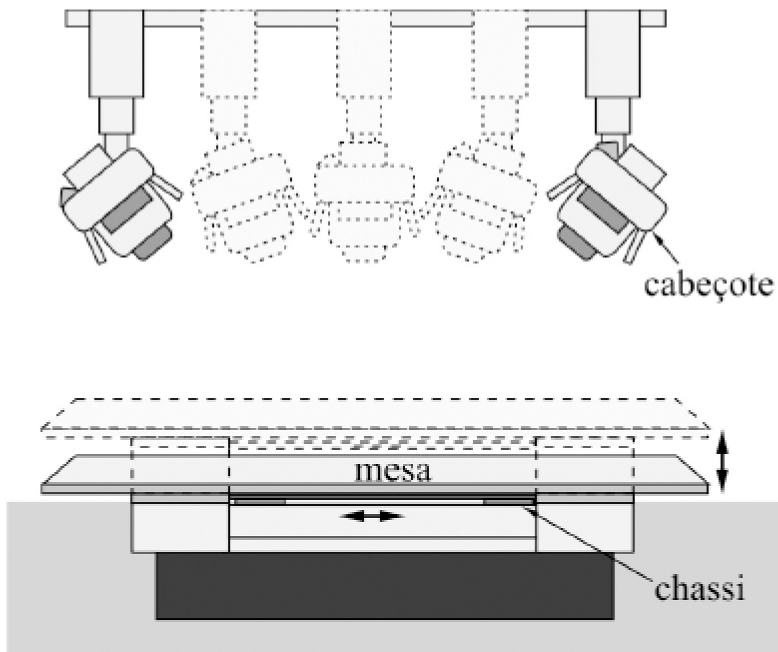


Figura 5.2 – Aparelho de tomografia linear

A figura 5.3 apresenta os movimentos típicos dos aparelhos de tomografia convencional. Apesar de apresentar melhores resultados na imagem final, as movimentações mais complexas apresentavam dificuldades na mecânica que permitia esse tipo de trajetória do feixe relativamente à sincronia dos movimentos entre a fonte emissora de radiação X e o chassi, além de maior dose de radiação no paciente.

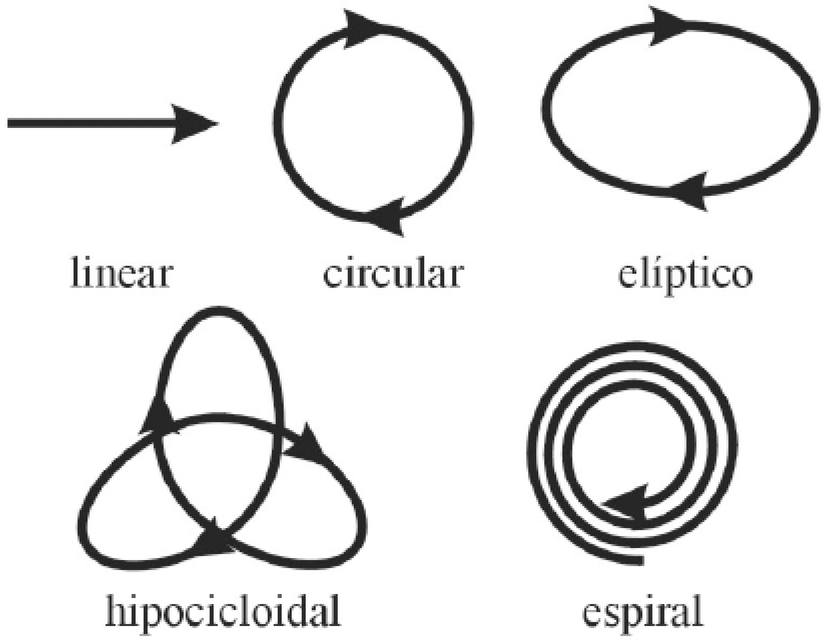


Figura 5.3 – Movimentações típicas dos aparelhos de tomografia convencional

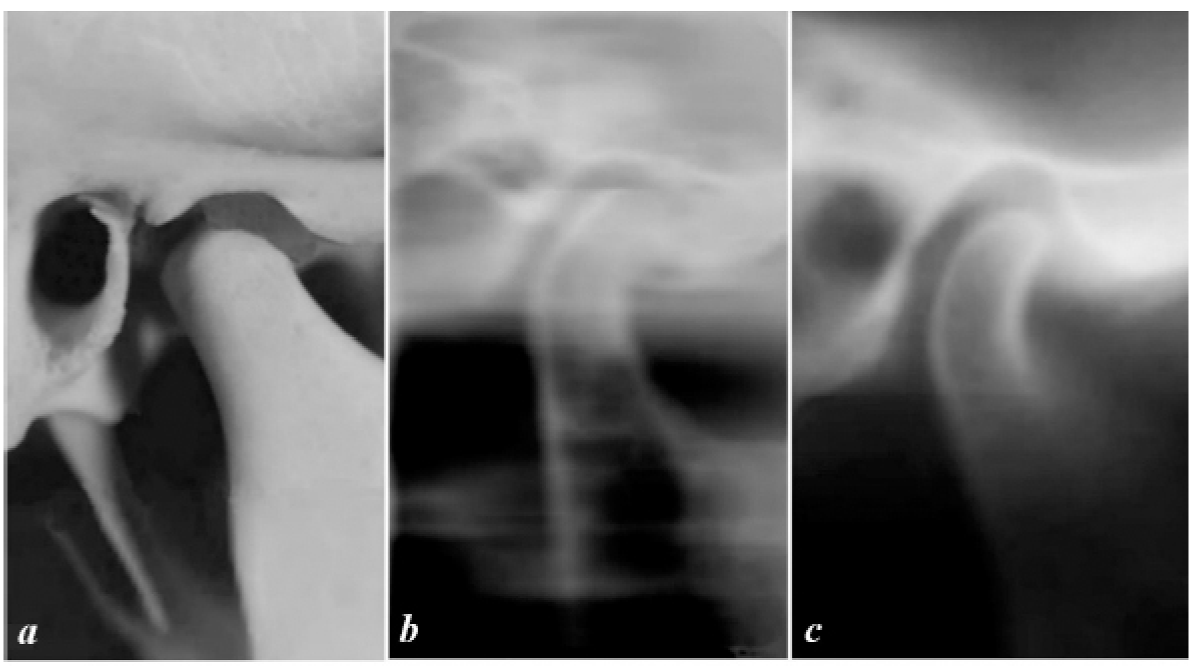


Figura 5.4 – Imagens da articulação temporo-mandibular direita: estrutura óssea (*a*), radiografia por tomografia convencional com deslocamento linear do feixe (*b*), radiografia por tomografia convencional com deslocamento espiral do feixe (*c*)

A figura 5.4 apresenta imagens da articulação temporomandibular direita. A imagem (*a*) apresenta um detalhe da estrutura óssea do crânio, na região da

articulação onde pode ser identificado o orifício do ouvido externo e o côndilo mandibular direito da mandíbula encaixado na fossa do osso temporal direito. A radiografia apresentada em (*b*) foi gerada em um aparelho de tomografia convencional com deslocamento linear do feixe de raios X. E a radiografia em (*c*) foi gerada em um aparelho de tomografia convencional com o deslocamento espiral do feixe. Na comparação entre as duas radiografias é possível verificar a melhor qualidade da imagem da radiografia (*c*) em relação à da radiografia (*b*). A radiografia (*b*) apresenta muitos artefatos em linhas horizontais na região inferior gerados por seções do osso da mandíbula que se encontram fora do nível de fulcro. Na região superior, o orifício externo do ouvido e a cavidade craniana apresentam esse mesmo tipo de artefato, gerado por seções fora do nível de fulcro do osso temporal. Na imagem (*c*), tanto o orifício externo do ouvido quanto a cavidade craniana estão melhor definidos, visto que o deslocamento espiral do feixe gera menos artefatos na imagem tomográfica.

Deve-se ressaltar ainda que o posicionamento da mandíbula em relação ao osso temporal encontra-se em ângulos distintos ao se comparar a imagem (*a*) com as radiografias (*b*) e (*c*), porque na imagem (*a*) a angulação se deu devido à posição da mandíbula próxima ao maxilar (boca fechada) e as radiografias foram geradas com a mandíbula distanciada do maxilar (boca aberta). Ainda nos dias atuais a tomografia convencional é muito útil para o diagnóstico odontológico, possibilitando imagens de corte da articulação temporo-mandibular, da mandíbula, dos maxilares e dos dentes.

Aparelhos de tomografia computadorizada

O aparelho de tomografia computadorizada permite gerar a imagem de um corte anatômico transverso (axial) com o auxílio de um computador. Diferentemente da tomografia convencional, em que a imagem é gerada diretamente sobre o filme radiográfico, a radiação que atravessa o objeto é captada por detectores posicionados em oposição à fonte de radiação, após o objeto, como apresenta o esquema da figura 5.5.

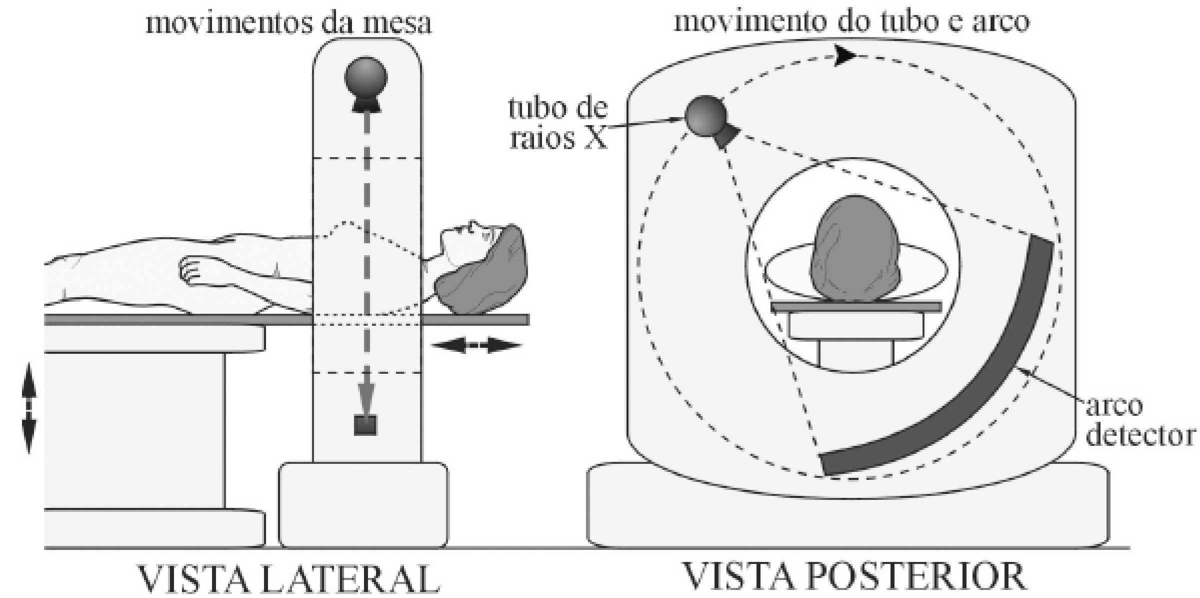


Figura 5.5 – Posicionamento de paciente em aparelho de tomografia computadorizada: vista lateral com deslocamentos da mesa e vista posterior com movimento giratório do tubo de raios X em torno do paciente

As imagens tomográficas são reconstruídas através de um grande número de medições de atenuação do feixe de raios X em diversas posições do sistema tubo-detector em relação ao objeto. Os dados coletados pelos detectores são convertidos em um sinal digital e enviados ao computador. Como se utiliza um feixe delgado para irradiar o volume, apenas uma fatia delgada do volume é irradiada por vez. A fatia irradiada é dividida em pequenas unidades de volume denominadas "voxel".

A figura 5.6 apresenta um volume dividido em três fatias e as fatias divididas em 36 unidades de volume (voxel). Quando uma parcela do feixe de raios X atravessa uma fileira de voxels, esse feixe é atenuado devido à interação com a matéria através da qual se propaga. O valor da intensidade do feixe de entrada (I_0) é conhecido e a parcela do feixe que consegue atravessar a fileira de voxels é captada pelo detector. De posse do valor da intensidade do feixe de entrada, e do feixe da saída captado pelo detector, pode-se determinar a parcela do feixe que foi absorvida pela fileira de voxels.

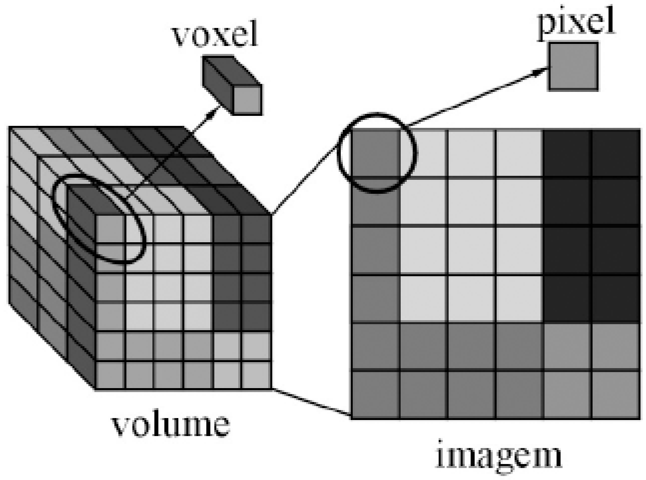


Figura 5.6 – Transformação de uma fatia de volume para a geração de imagem digital por tomografia computadorizada

Os detectores captam a parcela do feixe que atravessa o objeto gerando um sinal elétrico, que é convertido em um sinal digital e enviado para o computador. Após a aquisição de um grande número de medições, o computador faz o tratamento dessas informações para determinar a parcela do feixe que foi absorvida por cada um dos voxels que compõem a fatia irradiada, que está associada ao valor do coeficiente de atenuação linear (μ) do tecido que compõe cada voxel.

Determinado o valor da atenuação promovido por cada voxel, o próximo passo consiste na construção da imagem digital que representa a fatia irradiada. Cada elemento componente da imagem digital é denominado "pixel", e cada pixel representa na imagem, através de um tom de cinza, um voxel ou um conjunto de voxels. O tom de cinza que o pixel recebe depende do valor da atenuação promovida pelos voxels que representa. Assim, os voxels que apresentam coeficiente de atenuação linear maior absorvem uma maior parcela do feixe de radiação, e são representados em tons mais claros na imagem e os que possuem menor valor de coeficiente de atenuação linear absorvem uma menor parcela do feixe e aparecem mais escuros.

Os valores numéricos da atenuação de cada voxel são determinados com auxílio do computador a partir das medições do feixe transmitido e utilizando algoritmos para a resolução das equações matemáticas. Esses dados são

convertidos em uma imagem em tons de cinza, variando do branco ao preto. A imagem tomográfica resultante é um mapa em escala de cinzas que está diretamente relacionada aos coeficientes de atenuação linear de cada tecido atravessado pela radiação.

5.2 Evolução dos aparelhos de tomografia computadorizada (TC)

A evolução dos aparelhos de TC permitiu a otimização do processo de aquisição de imagens de corte axial. Assim, se a aquisição de um único corte inicialmente demorava minutos, hoje a aquisição de um conjunto completo de imagens para um exame em um aparelho de tomografia computadorizada pode ser feita em alguns segundos. A seguir é descrito o modelo-padrão que representa cada geração que marcou a evolução dos aparelhos de tomografia computadorizada.

Aparelhos de primeira geração

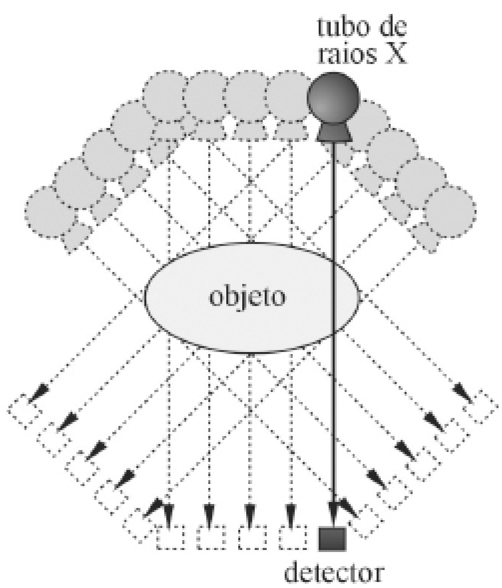


Figura 5.7 – Esquema de aparelho de tomografia computadorizada de primeira geração

Seu funcionamento é baseado em um tubo de raios X e um único detector de radiação. O feixe gerado pelo tubo é muito bem colimado, tipo *pencil beam*,

para atingir unicamente a área do detector. O objeto é posicionado entre o tubo de raios X e o detector, os quais são colocados na posição inicial fazendo a coleta das informações de quanto o feixe foi atenuado nessa posição. O conjunto tubo-detector é então deslocado cerca de 1 grau (1º) para cada nova aquisição, e todo o processo é repetido. Ao final de 180 posicionamentos do sistema tubo-detector, são varridos 180° em torno do objeto. A figura 5.7 apresenta um esquema do funcionamento desse aparelho.

Uma das características principais desse modelo é a demora no processo de aquisição, pois para a obtenção da imagem de um corte eram necessários muitos posicionamentos para a coleta de dados. Assim, esse aparelho possui tempos de varredura muito longos, entre quatro e cinco minutos para obtenção da imagem de um único plano de corte. Por isso, a geração de imagens de tórax e abdome era inviável, em virtude dos movimentos respiratórios e peristálticos, respectivamente. A qualidade da imagem era muito ruim, não só pelo número restrito de pixels que compunha a matriz da imagem como também pela qualidade dos programas de reconstrução que eram limitados e com poucas ferramentas para compensação de artefatos.

Aparelhos de segunda geração

A segunda geração dos aparelhos de tomografia computadorizada, representada na figura 5.8, era composta por um tubo de raios X que emitia um feixe delgado em forma de leque e que atingia um conjunto de aproximadamente trinta detectores alinhados em uma reta, permitindo reduzir o número de posicionamentos para seis, consequentemente diminuindo o tempo de varredura. O conjunto arco-detector era deslocado variando a sua posição em três eixos de incidência distintos em relação ao objeto.

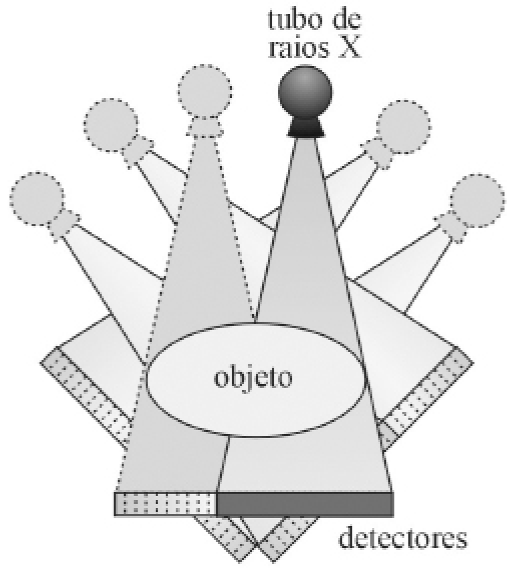


Figura 5.8 – Esquema de aparelho de tomografia computadorizada de segunda geração

Nesse modelo, o tempo gasto para a produção da imagem de cada plano de corte era de 20 a 60 segundos. No entanto, a demora no processamento da informação era grande em função dos novos algoritmos de reconstrução que, diferentemente dos aparelhos de primeira geração, deviam levar em conta a inclinação do feixe em relação aos detectores mais externos em virtude de sua característica divergente e devido à qualidade da imagem, que ainda era muito ruim.

Aparelhos de terceira geração

Surgida no final da década de 1970, o que diferencia essa terceira geração é o aparecimento de um conjunto de detectores que formam um arco móvel posicionado após o objeto, mecanicamente conectado ao tubo de raios X. O conjunto formado pelo tubo e pelo arco de detectores descreve um giro de 360º em torno do paciente para aquisição dos dados necessários à reconstrução da imagem de um corte anatômico, eliminando os reposicionamentos do conjunto tubo-arco detector utilizados na geração anterior.

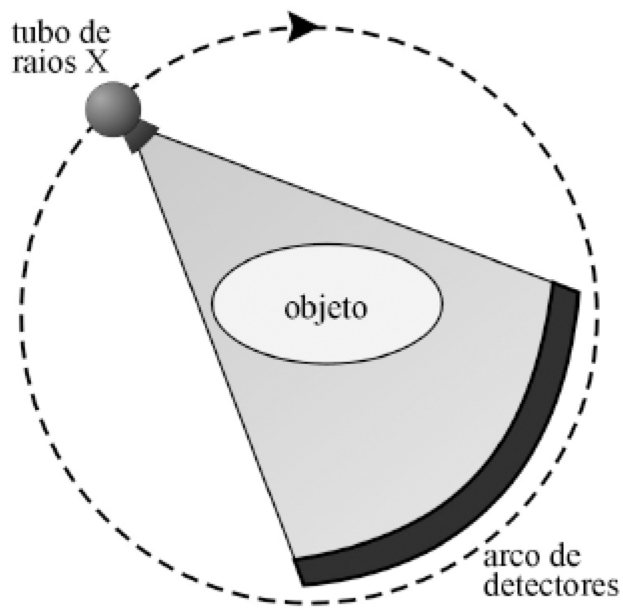


Figura 5.9 – Esquema de aparelho de tomografia computadorizada de terceira geração

Esse sistema reduz o tempo de aquisição da imagem de um plano de corte para uma faixa entre 3 e 10 segundos, e essa redução no tempo de aquisição foi fundamental para permitir a geração de imagens de estruturas móveis devido à respiração e aos movimentos peristálticos. Além da diminuição no tempo de aquisição de dados para geração de imagem, esses aparelhos trouxeram uma melhora considerável na qualidade da imagem gerada. Os aparelhos de tomografia computadorizada atualmente instalados no Brasil devem ser, no mínimo, de terceira geração. A figura 5.9 apresenta um esquema do aparelho de tomografia de terceira geração.

Aparelhos de quarta geração

Nesta geração surge um anel de detectores fixo que cobre os 360º ao redor do paciente e somente o tubo de raios X gira 360º em torno do paciente emitindo um feixe delgado em forma de leque. Como os detectores estão fixos, há uma melhora considerável nos ajustes diminuindo consideravelmente a possibilidade de geração de artefatos devidos a desajustes mecânicos entre a fonte emissora de raios X e o conjunto de detectores – que ocorriam com facilidade na geração anterior. O tempo para obtenção de um corte é menor que o dos aparelhos de terceira geração; no entanto, demanda uma quantidade

de detectores de radiação muito maior. A figura 5.10 apresenta o esquema do aparelho de quarta geração.

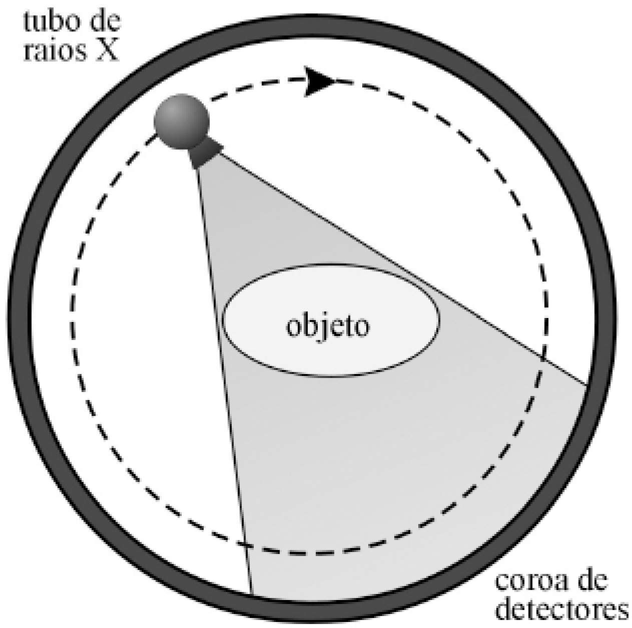


Figura 5.10 – Esquema de aparelho de tomografia computadorizada de quarta geração

Em função do elevado custo dos detectores e da evolução da mecânica de precisão, foi possível melhorar a qualidade do processo de coleta de dados dos aparelhos de terceira geração. Assim, surgiram novos e melhores aparelhos de terceira geração que substituíram os aparelhos de quarta geração.

Aparelhos helicoidais

Os aparelhos de TC até a quarta geração geram a imagem de cada plano de corte em um procedimento distinto, denominada aquisição axial. Esta forma de aquisição é também denominada de aquisição convencional por TC. Este processo de aquisição de imagens de corte de um órgão é dividido em etapas de aquisição de dados para cada corte de maneira independente. Assim, o paciente é posicionado na mesa, que se desloca e estaciona, e o tubo de raios X dá uma volta completa em torno do paciente para a aquisição dos dados do primeiro corte. A seguir, a mesa se desloca novamente e para, e o tubo dá

outra volta ao redor do paciente e esse ciclo se repete o número de vezes correspondente ao número de imagens de corte que se deseja obter.

A necessidade de tempos de varredura menores, de geração de imagens volumétricas de boa qualidade e de rápida construção, fez surgirem os aparelhos helicoidais de TC, os quais algumas vezes são também denominados "aparelhos espirais de TC".

No aparelho de TC helicoidal existe uma varredura do volume que está sendo examinado em um único ciclo, e após a aquisição de dados do volume é que são produzidos os cortes axiais individuais. À medida que o tubo de raios X gira continuamente em torno do paciente, a mesa se movimenta no sentido longitudinal, mudando automaticamente o ponto de incidência do feixe de raios X em relação ao eixo longitudinal do objeto, sem a necessidade de paradas da mesa para a coleta de dados de cada corte axial separadamente. Devido à simultaneidade dos movimentos do tubo de raios X em torno do paciente, e do deslocamento contínuo da mesa do princípio ao final do volume a ser representado, o feixe de raios X descreve uma trajetória helicoidal em relação ao paciente, conforme o esquema apresentado na figura 5.11. A reconstrução da imagem dos cortes axiais é obtida por interpolação de dados, uma vez que mais de uma fatia é irradiada durante a volta completa do tubo de raios X em torno do paciente.

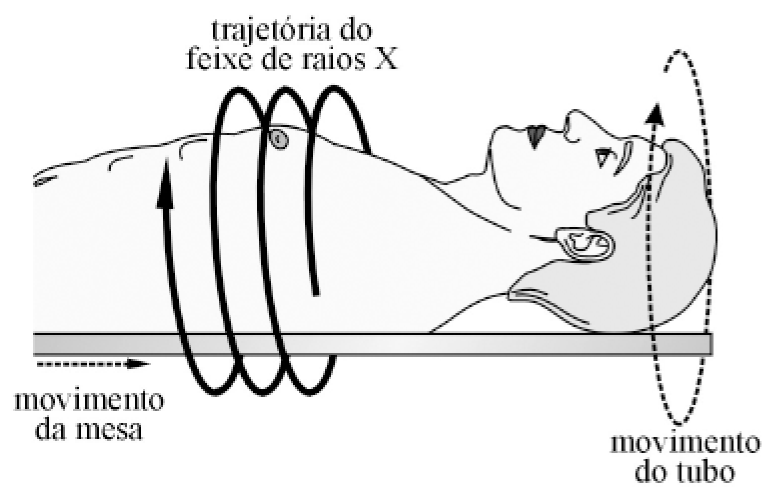


Figura 5.11 – Trajetória do feixe de raios X no aparelho de tomografia computadorizada helicoidal resultante do giro contínuo da fonte de raios X e do deslocamento

longitudinal simultâneo da mesa

Aparelhos multicorte

Os aparelhos de tomografia computadorizada multicorte (*multislice*) possuem no arco mais de uma fileira de detectores e um feixe em leque menos delgado. Assim, para cada volta completa do tubo de raios X em torno do paciente é feita a aquisição de dados de mais de um corte simultaneamente, o que diminui o tempo de aquisição das imagens de uma varredura. O número de cortes possíveis depende do número de fileiras de detectores disponíveis no aparelho e da associação dos mesmos. A figura 5.12 apresenta um esquema de aquisição com um conjunto tubo-arco detector de corte único e com um conjunto tubo-arco detector multicorte.

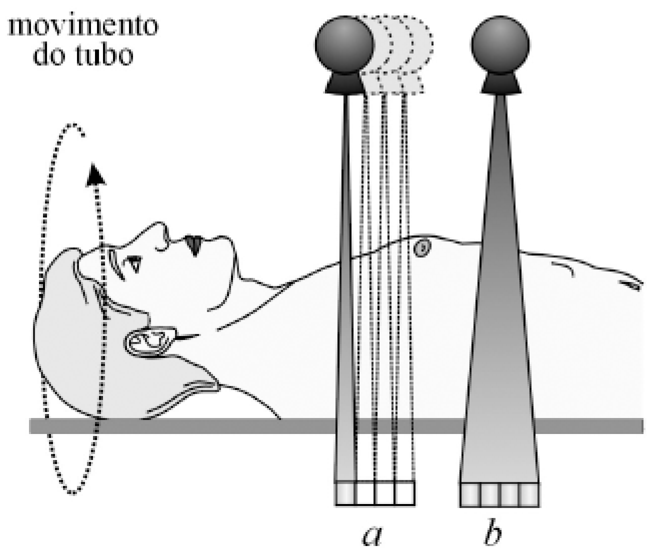


Figura 5.12 – Sistema de aquisição de dados: de corte único (*a*) e multicorte (*b*).

Os aparelhos de tomografia computadorizada atualmente disponíveis no mercado são helicoidais-multicorte, os quais podem gerar até 64 cortes por volta completa do tubo de raios X em torno do paciente. Em virtude da grande rapidez de aquisição de dados de uma varredura, as aplicações diagnósticas da tomografia computadorizada aumentam a cada nova geração de equipamentos.

Aparelhos de quinta geração

Os aparelhos de quinta geração apresentam uma arquitetura muito diferenciada dos aparelhos construídos anteriormente. Esse aparelho é também conhecido como "tomografia por feixe de elétrons" (EBT – *Electron Beam Tomography*) em virtude do processo utilizado para a geração do feixe de raios X que está integrado à própria arquitetura do sistema. O princípio de geração da imagem é o mesmo dos demais aparelhos de tomografia computadorizada. A figura 5.13 apresenta a imagem de um aparelho de tomografia computadorizada de quinta geração que tem como característica principal a alta velocidade de aquisição da imagem de corte axial.

A grande vantagem apresentada por esse tipo de aparelho está no fato de não utilizar um tubo gerador de raios X tipo Coolidge, que se movimenta ao redor do objeto para a obtenção dos dados que permitirão a geração da imagem digital. Todo o processo de geração do feixe de raios X é estacionário e está incorporado à arquitetura do aparelho. O fato de possuir um sistema de geração do feixe de raios X estático facilita consideravelmente o processo de refrigeração do alvo de tungstênio e aumenta muito a velocidade de aquisição das imagens dos cortes axiais.

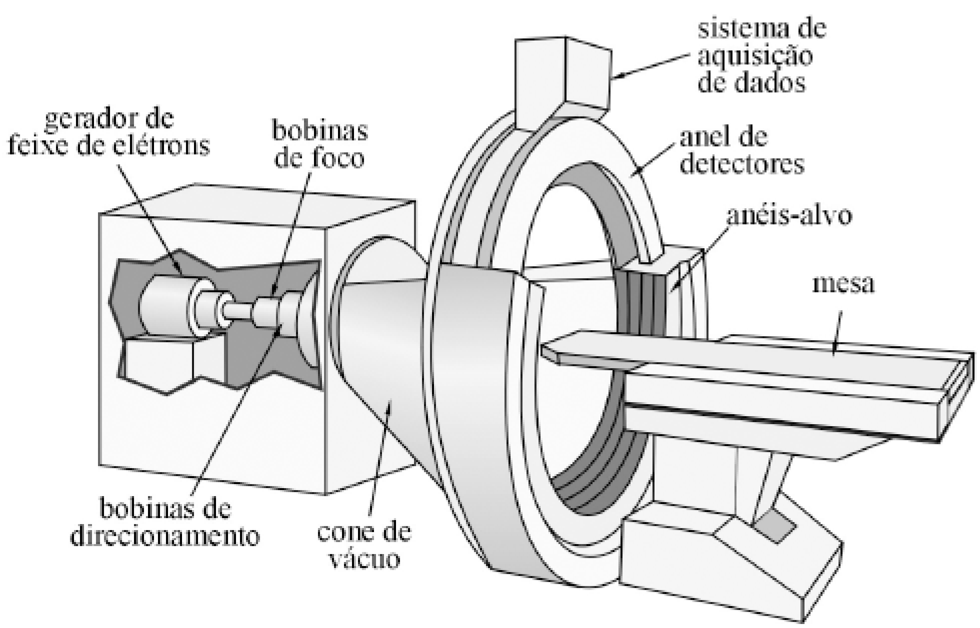


Figura 5.13 – Esquema de aparelho de tomografia computadorizada de quinta geração

O tempo de aquisição dos dados para a geração de imagens é muito menor (menos de 50 ms) que nos sistemas que utilizam tubo de raios X. Esse tempo tão curto para a geração da imagem de um corte anatômico propicia a aquisição de imagens de regiões que apresentam grande movimentação em pequeno intervalo de tempo, o que torna esse equipamento ideal para a geração de imagens do coração sem a interferência de artefatos de movimento gerados pelo batimento cardíaco.

5.3 Subsistemas do aparelho de TC

Um aparelho de tomografia computadorizada pode ser subdividido em quatro subsistemas principais: eletroeletrônico, mecânico, gerador de raios X, e de informática, divididos em três módulos: o *gantry*, a mesa e o painel de controle. O subsistema eletro-eletrônico é composto pelo bloco de alimentação do aparelho e dispositivos de controle de movimentações como os motores da mesa, do *gantry*, do arco detector, os detectores, fontes de alimentação etc.

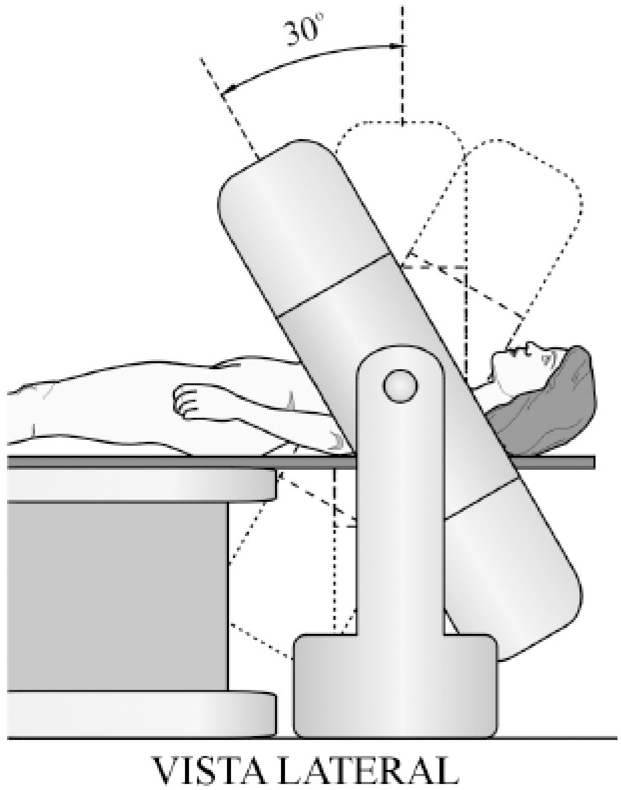


Figura 5.14 – Detalhe da inclinação do *gantry*

O *gantry* possui uma abertura circular com diâmetro variando entre 60 e 70cm por onde o paciente, depois de devidamente acomodado na mesa, é introduzido e posicionado em relação à linha de passagem do feixe de raios X emitido pelo tubo, com auxílio de lâmpadas de posicionamento. Após o posicionamento do paciente e o início do processo de aquisição de dados, o tubo realiza uma série de movimentações predeterminadas, os quais dependem do modelo do equipamento e da programação previamente estabelecida. Dentro do *gantry* estão também o sistema de refrigeração do tubo de raios X e os motores para angulação do conjunto. Normalmente, o *gantry* que possibilita inclinação permite uma variação entre +30° e -30° em relação ao eixo vertical. A figura 5.14 apresenta o posicionamento de uma paciente em um *gantry* típico, com inclinação.

A mesa permite a utilização de acessórios para melhor acomodação do paciente, em função da região em estudo, de maneira que ele fique o mais estático e confortável possível durante a aquisição dos dados para a geração da

imagem. O material de confecção da mesa deve apresentar pouca atenuação do feixe de raios X para não interferir na reconstrução da imagem e nem gerar artefatos. Essa característica implica em um limite da carga que a mesa suporta.

Como qualquer outro aparelho de raios X, os aparelhos de tomografia computadorizada contam com um tubo de Coolidge para a geração do feixe de raios X. O tubo utilizado em aparelhos de TC tem princípio de funcionamento similar aos utilizados nos aparelhos convencionais de raios X. No entanto, diferentemente dos demais aparelhos de raios X, onde o tubo permanece estático durante a geração do feixe, nesses o tubo está em movimento circular no interior do *gantry*. Além disso, o tempo de funcionamento contínuo é muito maior e, por essa razão, eles necessitam de um encapsulamento mais resistente que promove maior filtração inerente do feixe de raios X gerado.

Os tubos de raios X dos aparelhos de tomografia computadorizada trabalham alimentados com valores de alta-tensão (kV) em corrente contínua e corrente catodo-anodo (mA) semelhantes aos dos aparelhos de raios X convencionais, e também utilizam alvo de tungstênio. Por trabalharem continuamente durante um tempo bem maior, os tubos de raios X dos aparelhos de TC geram e acumulam muito mais calor, necessitando de um sistema de refrigeração bem desenvolvido que utilize líquido refrigerante com circulação forçada, além de um sistema de radiador para transferência de calor retirado pelo líquido refrigerante do tubo para o meio externo.

Os detectores de radiação são responsáveis pela captação da radiação que ultrapassa o objeto, transformando essa informação em um sinal elétrico que, após ser digitalizado, pode ser reconhecido pelo computador. Eles permitem determinar a quantidade de radiação que conseguiu atravessar o objeto sem interagir e desta forma, o computador obtém a parcela do feixe absorvida no trajeto por ele percorrido. A quantidade de detectores existentes varia de acordo com a arquitetura do aparelho, o fabricante e o modelo do equipamento de tomografia computadorizada. Os detectores utilizados nos aparelhos de TC devem apresentar uma alta eficiência na transformação do

sinal de radiação em sinal elétrico para permitir a diminuição da dose de radiação no paciente.

Os aparelhos de TC podem utilizar dois tipos de detectores de radiação: os de câmara de ionização e os detectores de estado sólido. Os detectores de câmara de ionização utilizam gás inerte pressurizado, como o xenônio. Nesse caso, a radiação que atinge o gás gera sua ionização e esta ionização gerada proporciona o aparecimento de um pulso de corrente. O valor desse pulso de corrente gerado é proporcional à quantidade de átomos ionizados.

Os detectores de estado sólido são construídos em um conjunto cintilador-detector e são fabricados com materiais semicondutores dopados. Eles são capazes de permitir a circulação de corrente elétrica quando estimulados por fótons luminosos. A intensidade da corrente circulante é proporcional ao número de fótons que os atinge. Este sinal elétrico é enviado ao computador e utilizado como fonte de dados para a obtenção da imagem final.

O sistema computacional é responsável pela geração das imagens tomográficas a partir do processamento dos sinais enviados pelos detectores de radiação. Para isso, possui *software* específico contendo algoritmos especiais capazes de obter a imagem digitalizada apresentada no vídeo a partir dos sinais enviados pelos detectores. Essa imagem é armazenada no computador, possibilitando sua manipulação de acordo com a necessidade do operador.

O painel de controle permite o comando do aparelho de tomografia computadorizada, que é feito através da console do computador com o auxílio de um teclado através do qual se faz a introdução de dados, e um monitor que permite ver a programação da aquisição de dados que será feita e também as imagens obtidas. Possui também um *mouse*, que facilita o trabalho com as imagens. De acordo com o modelo do aparelho, a console apresenta funções mais ou menos sofisticadas. Alguns aparelhos apresentam estações de trabalho independentes para visibilização das imagens e um terminal de vídeo para programação do exame; outros utilizam um vídeo único de alta definição. O vídeo de alta definição é necessário devido às características das imagens médicas geradas que apresentam um nível de detalhamento maior.

O sistema para geração de imagem física é um acessório de fundamental importância nos aparelhos de TC, pois possibilita a documentação física do exame e muitas vezes essa é a imagem utilizada para documentar o laudo diagnóstico. Após a seleção das imagens a serem registradas em suporte físico, elas são organizadas de maneira a preencher um filme. Existem basicamente dois sistemas de geração de imagens físicas: o sistema convencional e a impressão a *laser*. Há a tendência de, num futuro próximo, eliminarem-se as imagens físicas com vistas a reduzir os custos e a quantidade de resíduos gerada. Assim, as imagens obtidas podem ser armazenadas em suportes magnéticos como disquetes ou CDs para acompanhar o laudo clínico. A figura 5.15 apresenta um diagrama de blocos com os principais sistemas de um aparelho de tomografia computadorizada e sua distribuição nos ambientes de instalação.

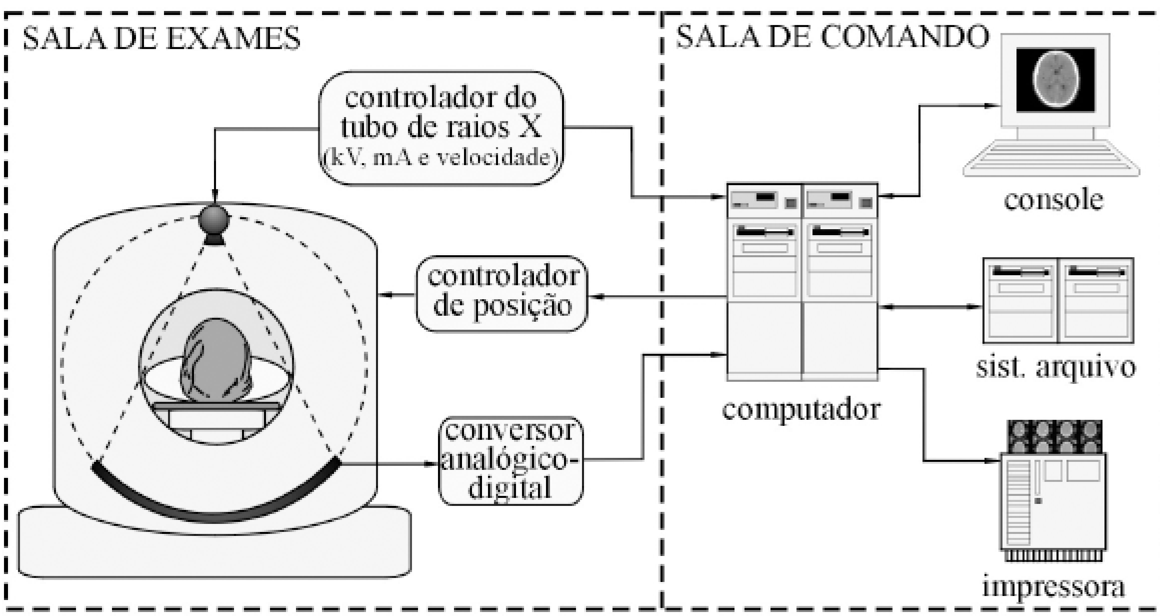


Figura 5.15 – Diagrama em blocos de um aparelho de tomografia computadorizada

5.4 Seleção do corte

A colimação do feixe está diretamente relacionada à espessura da fatia a ser irradiada. Assim, uma colimação de 5mm implica na irradiação pelo feixe

primário de uma fatia de tecido com 5mm de espessura; uma colimação de 10mm implica na irradiação de uma fatia com 10mm de espessura; e assim sucessivamente. A escolha da colimação do feixe, também conhecida como "espessura do corte", é um dos primeiros parâmetros a ser definido no processo de programação da varredura que será feita de determinado órgão, e a sensibilidade do exame está relacionada a essa espessura. A escolha de uma espessura de feixe maior pode fazer com que pequenas alterações no tecido não sejam percebidas na imagem gerada. Por outro lado, espessuras muito pequenas exigem um maior número de imagens geradas para a varredura de um mesmo volume.

Os aparelhos de tomografia computadorizada mais modernos permitem uma colimação do feixe de até 0,5mm, sendo comuns espessuras de 1mm, 2mm, 5mm e 10mm. Como a escolha de uma espessura de feixe muito pequena resulta em um maior número de cortes, isso implica em aumento no número de imagens geradas e no tempo de exame. Normalmente, de acordo com a região de exame, existem espessuras ideais predefinidas em função das patologias associadas a essas regiões e passíveis de serem diagnosticadas pelas imagens de TC. Na reconstrução de imagens tridimensionais, o uso de pequenas espessuras de feixe é fundamental para que se tenha uma boa qualidade da imagem volumétrica final. A figura 5.16 ilustra diferentes espessuras de cortes.

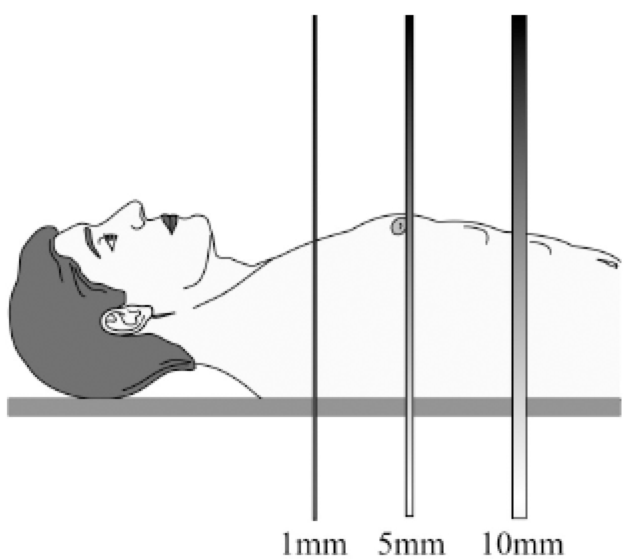


Figura 5.16 – Feixes com diferentes colimações

O deslocamento da mesa durante a volta completa do tubo de raios X é definido em valores discretos de acordo com o objetivo do exame, podendo variar de 0,5 mm a 10 mm de distância. Para que não haja reirradiação de tecidos durante a varredura, recomenda-se que o deslocamento seja maior ou igual à espessura do feixe de raios X.

5.5 A escala de Hounsfield

A escala Hounsfield é um escala numérica utilizada para diferenciar as atenuações produzidas pelos diversos voxels que compõem uma fatia irradiada. Essa escala tem a água como referência com o valor igual a 0H (zero hounsfield). O material menos absorvente, o ar, está no nível máximo inferior da escala e tem valor de -1.000H. O valor máximo da escala não tem limite, mas para as imagens de organismos humanos pode ser limitada em +1.000H.

Assim, tecidos que apresentam absorção do feixe de raios X maior que a da água têm valores Hounsfield positivos, e tecidos que apresentam valores de atenuação do feixe de raios X menores que os da água têm valores Hounsfield negativos. A tabela 5.1 apresenta os valores Hounsfield para alguns tecidos humanos.

Os valores Hounsfield são utilizados para distribuição da escala de cinzas que vai gerar a imagem diagnóstica. Como os tecidos moles do corpo humano apresentam valores Hounsfield muito próximos, entre -100 e +100H, se a escala de cinzas fosse distribuída entre -1.000H e +1.000H, a cor preta teria o valor -1.000H e a cor branca, +1.000H. Nesse caso, todos os tecidos moles apareceriam em tom cinza-médio, pois esta seria a cor na região de 0H. Dessa forma, não seria possível diferenciar esses tecidos, pois não haveria contraste entre eles. Por essa razão, na construção da imagem são utilizadas as janelas de distribuição da escala de cinzas. A janela é utilizada para privilegiar as estruturas que se deseja observar aumentando o contraste entre elas e as

estruturas circunvizinhas. A figura 5.17 ilustra a distribuição da escala de cinzas para ressaltar os tecidos moles.

Tabela 5.1 – Valores *Hounsfield* para tecidos

Tecido	Valor
Pulmões	-900 a -450
Gordura	-110 a -65
Rins	20 a 40
Pâncreas	30 a 50
Sangue	35 a 55
Sangue coagulado	70 a 80
Músculo	40 a 60
Fígado	50 a 75
Ossos porosos	100 a 200
Ossos corticais	250 a 900

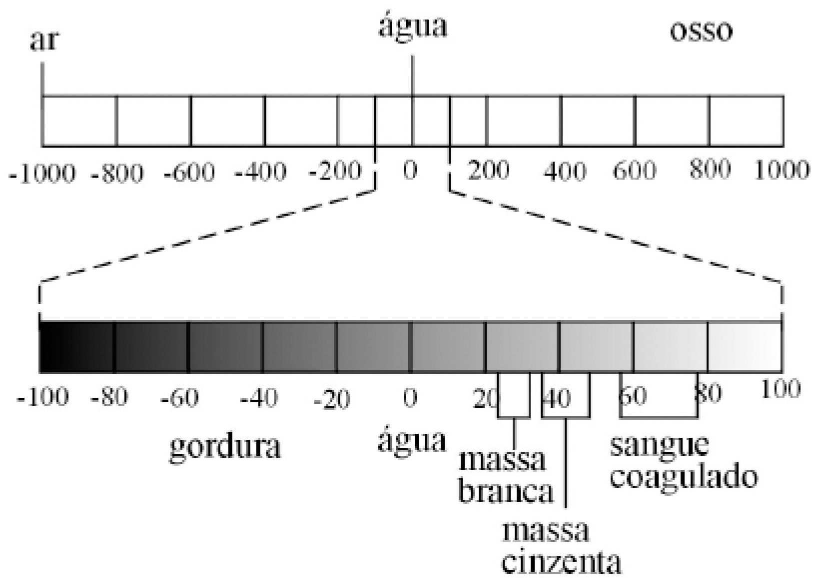


Figura 5.17 – A escala Hounsfield e a escala de cinzas para os tecidos moles

Assim, há três janelas básicas para distribuição da escala de cinzas: a janela de pulmões, a janela de tecidos moles e a janela de tecidos ósseos. Cada uma

delas prioriza a visibilização de uma região da escala Hounsfield e, consequentemente, perde informações das demais regiões. A figura 5.18 ilustra o resultado da distribuição da escala de cinzas de acordo com a região de interesse. Na imagem (*a*) utilizou-se a janela para tecidos ósseos, na imagem (*b*) a janela para tecidos moles, e na imagem (*c*) a janela para pulmões. Outras janelas, mais específicas, podem ser desenvolvidas para cada órgão ou região de interesse.

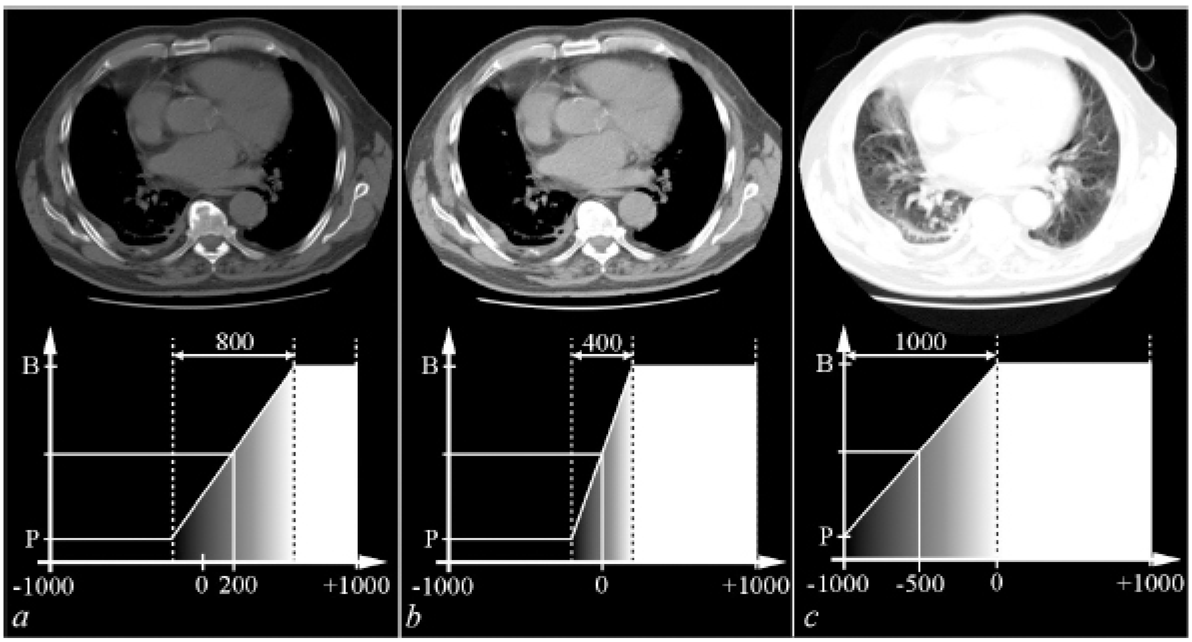


Figura 5.18 – Aplicação diferenciada da escala de cinzas sobre a escala Hounsfield: janela para tecidos ósseos (*a*), janela para tecidos moles (*b*), e janela para pulmões (*c*)

5.6 Dosimetria nos aparelhos de TC

Com a evolução contínua dos aparelhos de TC tem-se observado cada vez mais um maior número de indicações diagnósticas por essa técnica. No início da década de 1990, os exames em TC correspondiam a aproximadamente 2% do total de exames radiológicos; já no ano 2000 esse índice estava acima de 5% na média mundial. Em alguns países desenvolvidos este índice chegava a 10% do total dos exames.

Apesar de toda a evolução tecnológica, esse aumento no número de indicações do exame não foi acompanhado de uma redução perceptível na dose de radiação do paciente. Os gráficos apresentados na figura 5.19 permitem uma comparação entre os índices percentuais de demanda por número de exames nas diversas técnicas radiológicas, por tipo de exame, e o índice percentual da dose recebida pela média da população submetida a esses exames.

Pode-se observar claramente que, apesar de os exames em TC representarem apenas 5% do número de exames solicitados, eles são responsáveis por 34% da dose média de radiação na população, ou seja, o exame em TC promove uma dose muito maior no paciente que qualquer dos outros exames que usam a tecnologia de raios X. Os exames em TC só se comparam aos processos de angiografia, onde ocorre o uso prolongado de equipamentos de fluoroscopia para exames vasculares e cirurgias. No entanto, os exames em TC são os que apresentam maior percentual de contribuição para o aumento da dose de radiação no paciente.

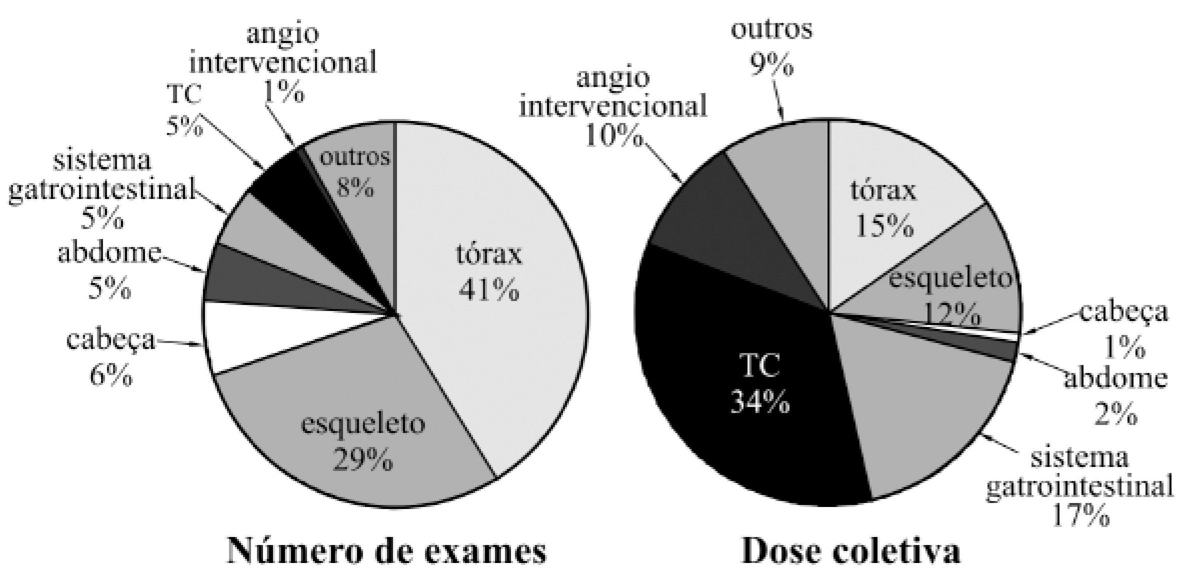


Figura 5.19 – Distribuição dos exames radiológicos por número de exames e por dose de radiação coletiva

Diferentemente da imagem radiodiagnóstica convencional, em que a radiação interage com o objeto e registra a atenuação do feixe diretamente

sobre o filme radiográfico – o qual, após ser processado, apresenta a imagem radiográfica – a imagem gerada em aparelhos de TC é digital, podendo ser apresentada em tela de vídeo e posteriormente ser impressa em diversos suportes físicos. No sistema convencional de geração de imagem, uma exposição longa promove o escurecimento do filme, prejudicando a qualidade da imagem, e consequentemente a possibilidade de diagnóstico. Já nas imagens geradas pelos aparelhos de TC, uma maior exposição do paciente promove a geração de imagens mais detalhadas, e o brilho e o contraste da imagem final podem ser controlados digitalmente.

Outro importante fator responsável pelo aumento da dose de radiação sobre o paciente é a tendência de se fazer exame de um volume maior que o necessário. Assim, na geração dos cortes axiais para diagnosticar determinados órgãos há uma tendência de se iniciar a aquisição dos cortes antes e se terminar depois do final do volume do órgão, com o objetivo de garantir que não haja perda de informações sobre o mesmo.

Os aparelhos helicoidais trabalham com o rastreamento do volume sem intervalos entre os cortes e, dependendo da espessura do feixe escolhida para o exame, é comum ocorrer reirradiação de partes dos tecidos. Quando a espessura do feixe é maior que a distância entre os cortes, essa reirradiação fatalmente ocorre, aumentando a dose no paciente.

A repetição de exames também provoca o aumento da dose de radiação sobre o paciente. Muitas vezes, o quadro clínico não é descrito de maneira objetiva, o pedido do exame é feito de forma inadequada, ou o executor do exame não o realiza corretamente da primeira vez, havendo necessidade de repetição.

Caracterização da dose

Segundo dados epidemiológicos, as doses absorvidas pelos tecidos devido a exames em aparelhos de TC aproximam-se e chegam a exceder os níveis que promovem o aumento da probabilidade de incidência de câncer. Em um exame de tórax, há uma dose efetiva de aproximadamente 8mSv, cerca de 400 vezes a dose gerada por uma radiografia AP de tórax, que é cerca de 0,02mSv.

Exames na região pélvica apresentam dose efetiva de até 20mSv. A tabela 5.2 apresenta dados de dose efetiva para alguns exames realizados em aparelhos de TC e de raios X convencionais. Pode-se observar claramente que as doses em aparelhos de TC são bem maiores. No entanto, deve-se ressaltar que, apesar de se correlacionarem, as imagens geradas em aparelhos de TC e em aparelhos de raios X cumprem objetivos diferenciados no processo diagnóstico.

Tabela 5.2 – Doses efetivas em exames de TC e raios X

TC		Aparelhos de raios X	
Exame	**Dose (mSv)**	**Exame**	**Dose (mSv)**
Cabeça	2	Crânio	0,07
Tórax	8	Tórax	0,02
Abdome	10-20	AP Abdome	1,0
Pelve	10-20	Pelve	0,7
		Enema de bário	7,0

Fonte: ICRP, 2000.

Uma dose absorvida de 1Gy corresponde à deposição de 1J de energia em 1kg de massa. A energia total liberada em um paciente depende diretamente do volume de varredura. A tabela 5.3 apresenta a dose absorvida média, por corte e por varredura total, para alguns exames realizados em aparelhos de TC.

Tabela 5.3 – Doses absorvidas para exames em aparelhos de TC

Exame	Dose por corte (mGy)	Dose total (mGy)
Rotina de cabeça	60	1.050
Rotina de tórax	30	650
Rotina de abdome	35	780
Rotina de pelve	35	570
Fígado e baço	35	900

Trauma de coluna	70	460

Fonte: ICRP, 2000.

A importância das doses de radiação em exames de TC pode ser evidenciada pela comparação com as doses registradas em outros métodos. Assim, por exemplo, a dose absorvida em aquisição de imagens do tórax é de 30mGy por corte e chega a 650mGy para o exame completo. Provoca, ainda, na mama uma dose entre 20 e 50mGy, devido à radiação espalhada por efeito Compton, mesmo não sendo o tecido mamário o tecido objeto do exame. Um exame de mamografia que tem objetivo exclusivo de examinar a glândula mamária gera uma dose absorvida na pele de 14 a 20mGy em seu procedimento-padrão, duas exposições por mama, nas incidências craniocaudal e médio-lateral-oblíqua.

Assim como as mamas, outros tecidos considerados mais sensíveis à radiação também são preocupantes quando se trata da dose absorvida pelo paciente. O cristalino dos olhos recebe uma dose alta na varredura de crânio, a tireoide na varredura de coluna cervical, os ovários na varredura de abdome e pelve e os testículos na varredura de pelve. O uso de equipamentos de fluoroscopia promove uma dose de 25mGy.min-1, no seu modo normal e no modo intensificado de 100mGy.min-1, o que promove uma dose muito menor que a utilização da TC para o acompanhamento de processos longos como cateterismo e observação de difusão de contraste no sistema digestivo. Sempre que possível, deve-se optar pelo método que gere menor dose de radiação no paciente.

Além da irradiação direta associada à imagem do corte na região dos tecidos citados, esses tecidos também são indiretamente irradiados, devido ao espalhamento da radiação secundária, quando existe irradiação de cortes nas suas proximidades. A tabela 5.4 apresenta as doses menores recebidas por esses tecidos devido ao espalhamento da radiação secundária. A tireoide, por exemplo, recebe uma dose de 1,9mGy devido à varredura de crânio.

Tabela 5.4 – Doses absorvidas típicas (mGy) para exames de TC em adultos

Exame	Olhos	Tireoide	Mama	Útero	Ovários	Testículos
Cabeça	50	1,9	0,03	-	-	-
Coluna cervical	0,62	44	0,09	-	-	-
Coluna torácica	0,04	0,46	28	0,02	0,02	-
Tórax	0,14	2,3	21	0,06	0,08	-
Abdome	-	0,05	0,72	8,0	8,0	0,7
Coluna lombar	-	0,01	0,13	2,4	2,7	0,06
Pelve	-	-	0,03	26	23	1,7

Fonte: ICRP, 2000.

Medidas para reduzir a dose do paciente

As medidas fundamentais são o controle de todo o processo, desde a solicitação do exame até sua execução, a limitação do volume irradiado, a limitação dos valores de mA de acordo com a região de varredura, e a proteção de órgãos radiossensíveis quando não forem objeto do exame.

Cabe ao fabricante dos aparelhos a inclusão de sistema automático de exposição, a criação de dispositivos que impeçam a execução de técnica incorreta por profissional não treinado adequadamente, a inclusão de dispositivo registrador da dose média em paciente pela energia absorvida, e a criação de protocolos específicos para crianças, adolescentes e mulheres jovens.

Cabe ao médico ou ao dentista que solicita o exame verificar a obediência ao princípio da justificação da prática. O profissional solicitante deve fazer o pedido de maneira técnica e clara, certificar-se de que a solicitação do exame atende aos protocolos clínicos pelos quais o exame é solicitado, e avaliar os exames prévios do seu paciente.

5.7 Aplicações médicas

As imagens diagnósticas geradas em aparelhos de TC apresentam grande facilidade de manipulação. Por serem imagens digitais, permitem variação de brilho, contraste e intensidade. A mudança na escala de cinzas permite a redistribuição da escala, sendo muito útil quando se deseja observar uma região em que a variação de absorção do feixe de raios X entre tecidos vizinhos não é muito grande. Outras ferramentas, como a ampliação, reconstruções, geração de outros cortes além dos axiais, e *softwares* para exames específicos, podem ser muito úteis. Essas manipulações melhoram muito a qualidade da imagem e, consequentemente, o processo de diagnóstico. A tabela 5.5 apresenta um resumo das principais aplicações das imagens geradas em tomografia computadorizada.

Tabela 5.5 – Indicações para diagnóstico por imagens de TC

Exame	Varredura
Cabeça	Varredura de cabeça, cérebro, órbitas, sela túrcica, mastoides, seios paranasais, polígono de willis, volumétrica de crânio e ossos da face.
Pescoço	Tecidos moles cervicais, carótidas e coluna cervical.
Tórax	Mediastino, tórax de alta resolução, vasos do tórax, vasos pulmonares, coração, coluna torácica e musculatura.
Abdome	Fígado, pâncreas, rins, suprarrenais, ureteres, artérias renais, vasos abdominais, coluna lombar e colonoscopia virtual.
Pelve	Varredura de pelve, vasos, cabeça de fêmur, bexiga, reto, próstata, útero, musculatura, sacro e cóccix.
Extremidades	Articulação do joelho, articulação coxofemoral, punho, tornozelo, cotovelo, ombro, pés, mãos, ossos longos e musculatura.

5.8 Imagens diagnósticas

O topograma é uma imagem gerada no aparelho de TC semelhante a uma imagem gerada em aparelhos convencionais de raios X, no qual o tubo de raios X e os detectores permanecem fixos enquanto a mesa se desloca

continuamente para se fazer a aquisição da imagem. O topograma, também conhecido como "*scout*", é uma imagem de base utilizada para fazer a programação da aquisição das imagens de corte, permitindo a marcação do início e final dos cortes no eixo Z e as distâncias entre os eixos de corte. As marcações dos eixos de corte são feitas sobre o topograma e numeradas sequencialmente do início ao final do volume determinado para varredura. Essa numeração dos eixos de corte permite identificar a localização do corte no volume que está sofrendo a varredura.

A figura 5.20 apresenta três imagens de topograma. A imagem (*a*) apresenta um topograma em perfil da região lombar com uma marcação de corte no eixo da vértebra lombar L2 e a indicação da região anterior (A) e posterior (P) do paciente. A imagem (*b*) apresenta um topograma frontal da pelve com indicação dos lados direito (D) e esquerdo (E) do paciente. A imagem (*c*) apresenta um topograma em perfil do crânio com a indicação da região anterior (A) e posterior (P). Nessas imagens, o traço em linha contínua representa a referência de um corte axial.

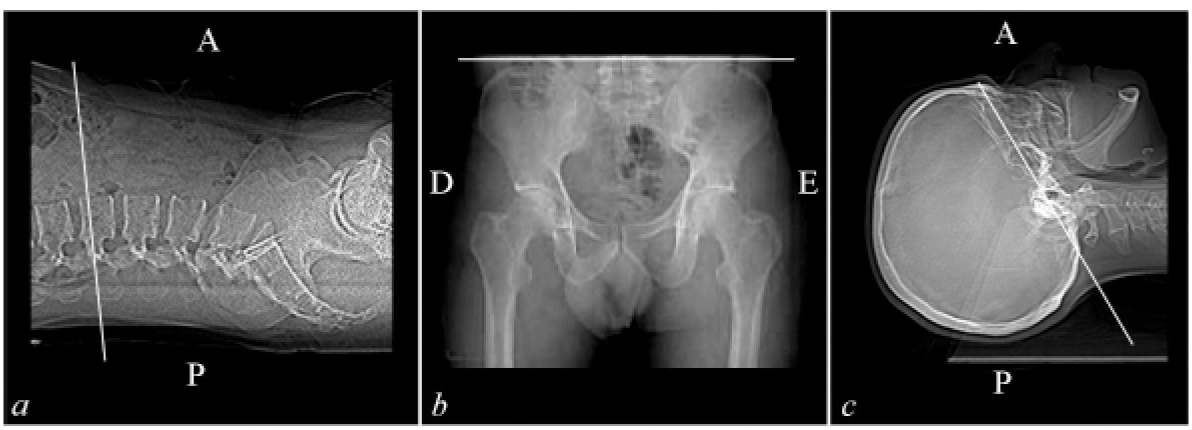


Figura 5.20 – Imagens de topogramas: lateral de abdome (*a*), frontal de pelve (*b*), lateral de cabeça (*c*)

A principal aplicação dos aparelhos de TC está relacionada à geração de imagens de cortes transversos (axiais). Essas são as imagens típicas geradas nos aparelhos de TC e, por isso, são aquelas mais utilizadas para a produção do laudo diagnóstico. Na geração do filme para acompanhamento do laudo

diagnóstico, as imagens dos cortes axiais são as que ocupam quase a totalidade do filme para a maioria dos exames.

A figura 5.21 apresenta um topograma e três imagens de cortes axiais de tórax e duas de abdome. Na imagem (*a*), um topograma lateral de tórax e abdome, encontram-se marcados os eixos da posição dos cinco cortes axiais apresentados de (*b*) a (*f*). Na imagem (*b*), um corte axial de tórax na altura da vértebra torácica T4, na qual estão identificados a escápula esquerda, o osso esterno, a traqueia, o esôfago, o arco aórtico, a vértebra T4 e a pele. Aí são também visibilizados os pulmões, a veia cava superior, tecido gorduroso e tecido muscular. Na imagem (*c*), um outro corte axial de tórax, na altura da vértebra torácica T5, estão identificados o pulmão esquerdo e o direito, o tronco pulmonar, a aorta ascendente, a veia cava superior e os brônquios, e também podem ser visibilizados a aorta descendente, o osso esterno, as escápulas, a vértebra T5, o esôfago, posicionado entre o brônquio esquerdo a aorta descendente, algumas costelas, pele, tecido gorduroso e tecido muscular. Na imagem (*d*), o terceiro corte axial de tórax, na altura da vértebra torácica T7, estão identificados o ventrículo esquerdo, a raiz aórtica, a aorta descendente, tecido muscular e tecido gorduroso, e ainda podem ser vistos os pulmões, o osso esterno, os átrios, algumas costelas, as escápulas, a vértebra T7 e pele. A imagem (*e*) apresenta um corte axial de abdome na altura da vértebra torácica T11, na qual estão identificados o fígado, o colo intestinal, o pâncreas, o baço, a aorta descendente e costelas. Na imagem (*f*), o segundo corte axial de abdome, na altura da vértebra lombar L1, estão identificados os rins direito e esquerdo, o fígado, a vesícula, tecido gorduroso na cavidade abdominal e a medula espinhal, e ainda pode ser vista a aorta descendente com uma calcificação, algumas costelas e alças intestinais.

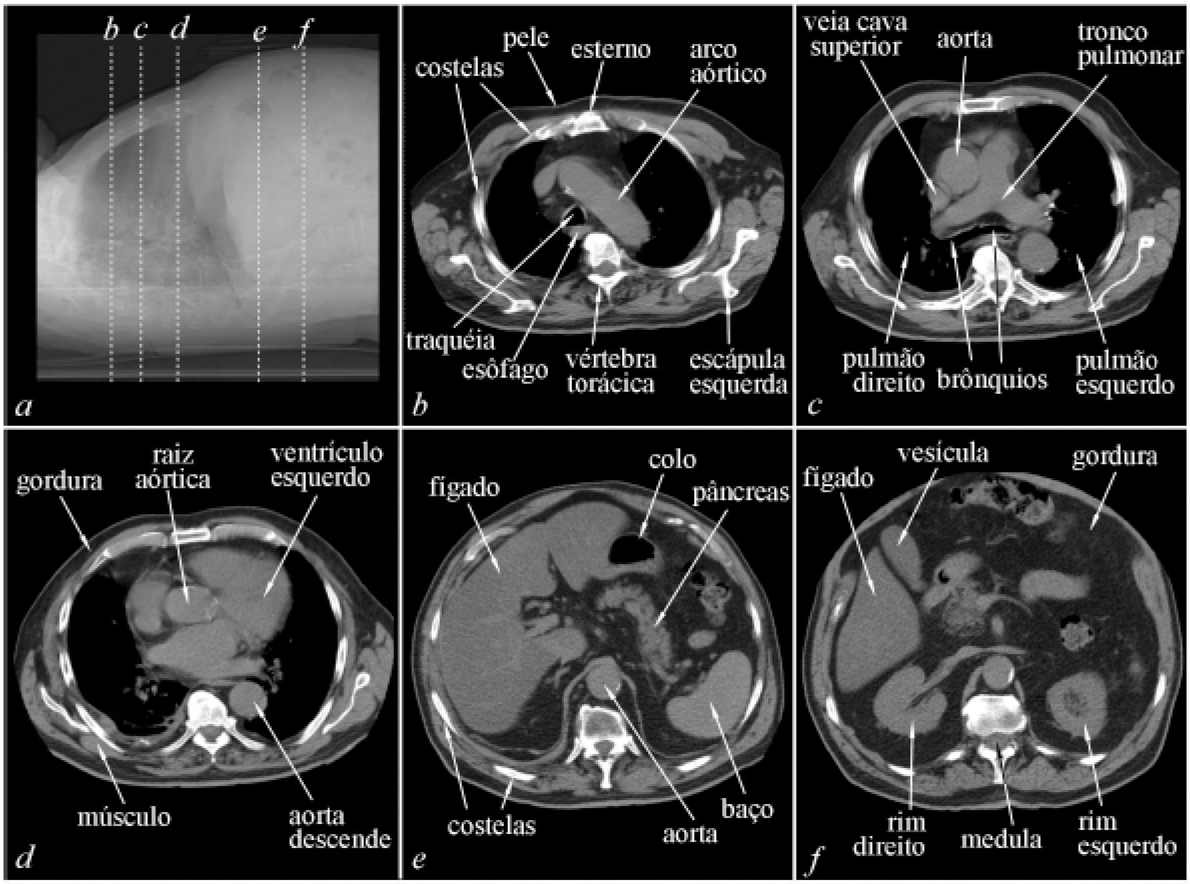


Figura 5.21 – Imagens de tomografia computadorizada de tórax e abdome: topograma lateral de tórax e abdome superior (*a*); cortes axiais de tórax (*b*), (*c*), (*d*), (*e*); e cortes axiais de abdome (*f*)

Apesar de as imagens de cortes transversos (axiais) serem as mais úteis no processo diagnóstico em TC, por conterem a maior quantidade de informação e por serem as imagens tradicionais de TC, as imagens de cortes com outras orientações podem ser muito úteis e por isso são frequentemente reconstruídas a partir das imagens originais (cortes axiais). O processo de reconstrução que permite gerar a imagem de outros cortes anatômicos a partir dos cortes transversos é denominado "reconstrução multiplanar" ou MPR (*Multiplanar Reconstruction*).

A figura 5.22 apresenta a imagem de um corte axial de abdome com a marcação das regiões anterior (A), posterior (P), direita (D) e esquerda (E) do paciente. Nessa imagem estão identificados o fígado, a vértebra torácica, o baço e o estômago, e é possível observar a aorta descendente realçada pelo uso

de meio de contraste, o conteúdo estomacal contendo meio de contraste, além de algumas costelas, a medula espinhal, tecidos musculares, tecidos gordurosos e pele.

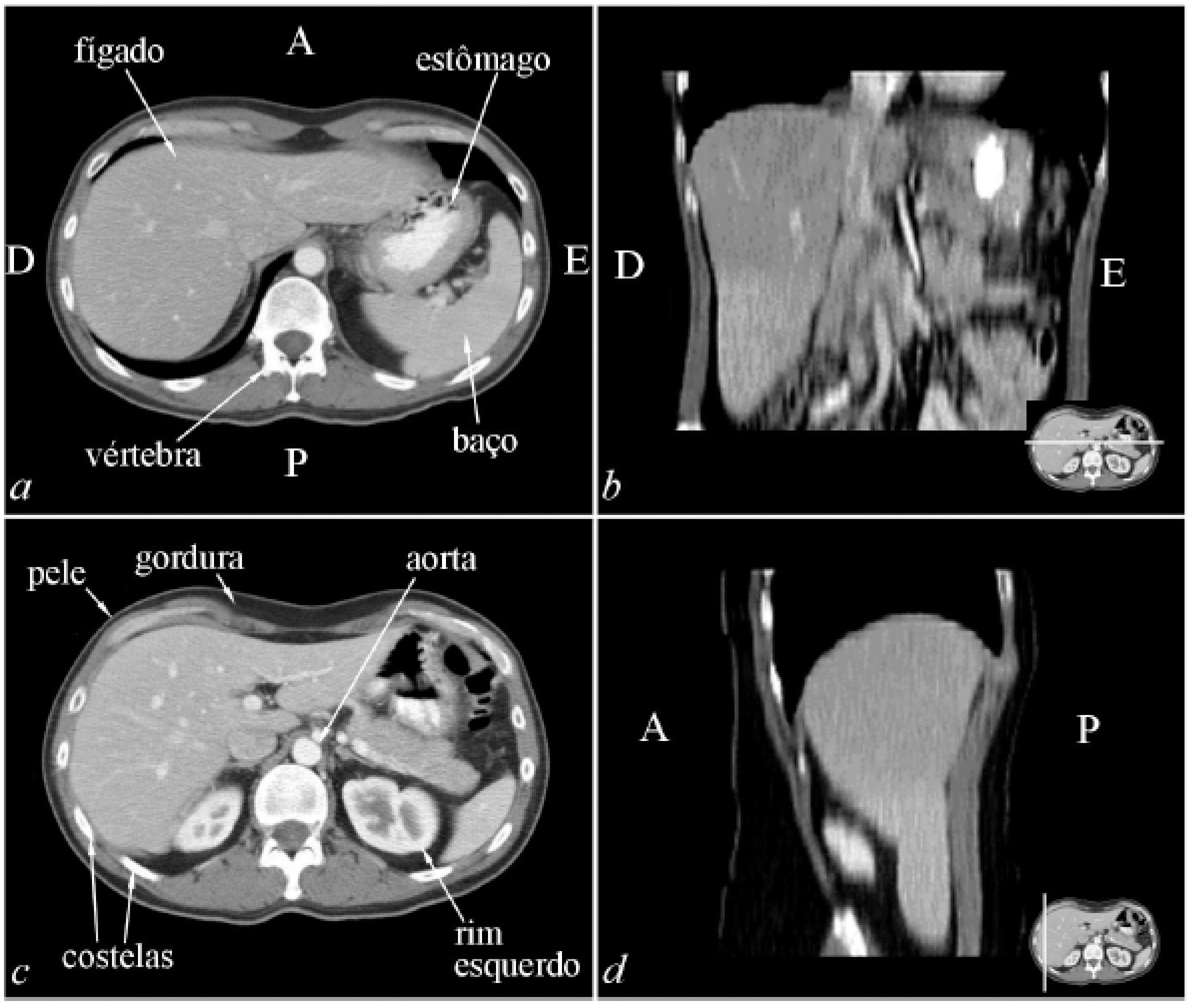


Figura 5.22 – Imagens de corte do abdome: cortes axiais (*a*) e (*c*); corte coronal (*b*); e corte sagital (*d*)

A imagem (*b*) apresenta um corte frontal (coronal) com a marcação dos lados direito (D) e esquerdo (E) do paciente. A imagem gerada por MPR apresenta a localização do eixo do corte na imagem axial em detalhe. Devido à característica da aquisição não isotrópica, em que a distância dos eixos de corte é maior que o tamanho do pixel, a qualidade da imagem é pior do que a qualidade apresentada pelos cortes axiais.

Na imagem (*c*), outro corte axial na altura da vértebra T12, estão identificados a aorta descendente, o rim esquerdo, costelas, tecido gorduroso e pele, e ainda podem ser visibilizados a vértebra torácica, o estômago, o rim direito, o baço e tecido muscular.

A imagem (*d*) apresenta um corte lateral (sagital) com a marcação da região anterior (A) e posterior (P) do paciente. A imagem gerada por MPR apresenta a localização do eixo do corte na imagem axial em detalhe. Assim como ocorre com a imagem (*b*), devido à característica da aquisição não isotrópica, dos cortes axiais, nos quais a distância dos eixos de corte é maior que o tamanho do pixel, aqui também a qualidade da imagem é pior do que a qualidade apresentada pelos cortes axiais.

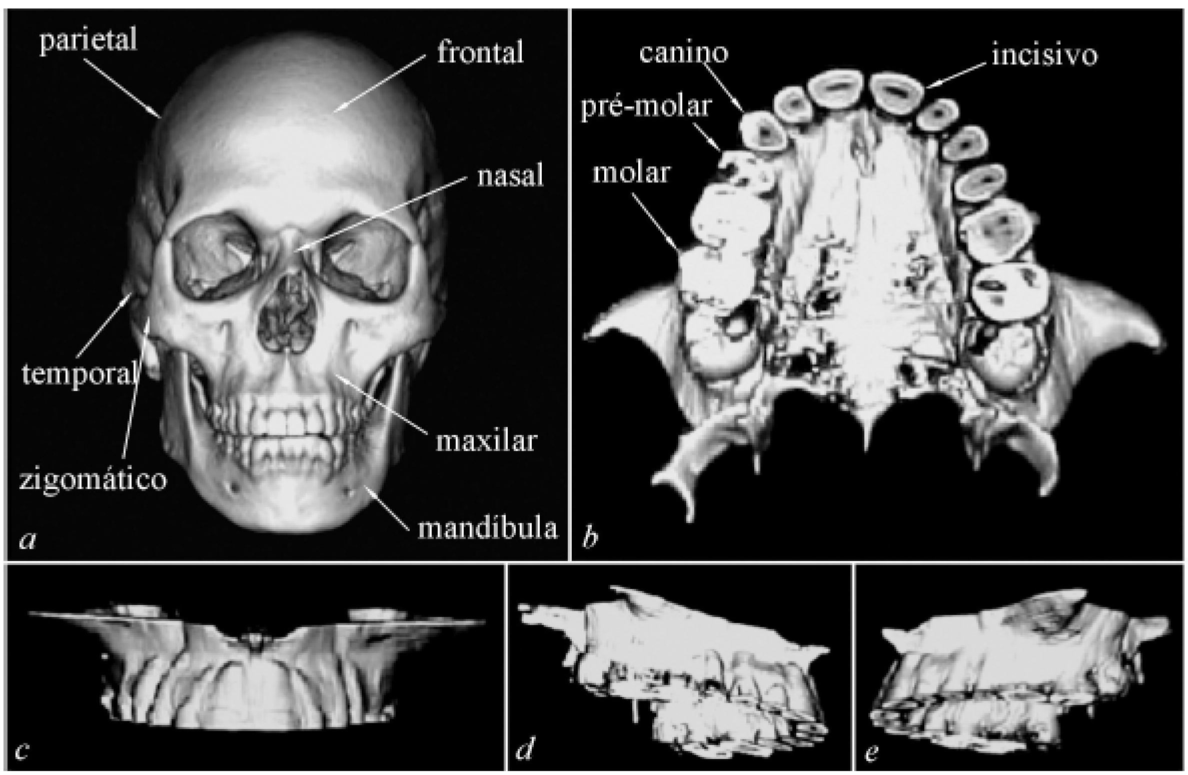


Figura 5.23 – Imagens de reconstrução de superfície dos ossos da cabeça e da arcada dentária superior: vista frontal do crânio (*a*); vista inferior da arcada dentária (*b*); vista frontal da arcada dentária (*c*); vista lateral direita da arcada dentária (*d*); vista lateral esquerda da arcada dentária (*e*)

Existe ainda a possibilidade da aquisição de imagens volumétricas pela TC. A reconstrução de superfície ou SSD foi um dos primeiros métodos de

geração de imagem 3D e está disponível na maioria dos pacotes comerciais de *softwares* para a geração de imagens médicas. A figura 5.23 apresenta duas imagens de reconstrução de superfície de estruturas ósseas: do crânio e da arcada dentária superior. A imagem (*a*) apresenta uma vista frontal do crânio, na qual estão identificados os ossos frontal, parietal, nasal, temporal, maxilar, mandíbula e zigomático, e ainda podem ser observados o orifício nasal, as órbitas oculares e os dentes, além dos forames infraorbitais e do mento. A imagem (*b*) apresenta uma vista inferior de uma reconstrução volumétrica SSD da arcada dentária superior, na qual se pode observar toda a região óssea do palato e os 14 dentes fixados nos ossos maxilares. Devido às incoerências típicas desse método de reconstrução, aparecem artefatos na reconstrução da superfície do palato. A imagem (*c*) apresenta uma vista frontal da mesma estrutura anatômica apresentada em (*b*). Nessa imagem é possível observar a fixação das raízes dos dentes nos ossos maxilares. Esse mesmo volume ainda pode ser observado numa vista lateral direita em (*d*) e em uma vista lateral esquerda em (*e*).

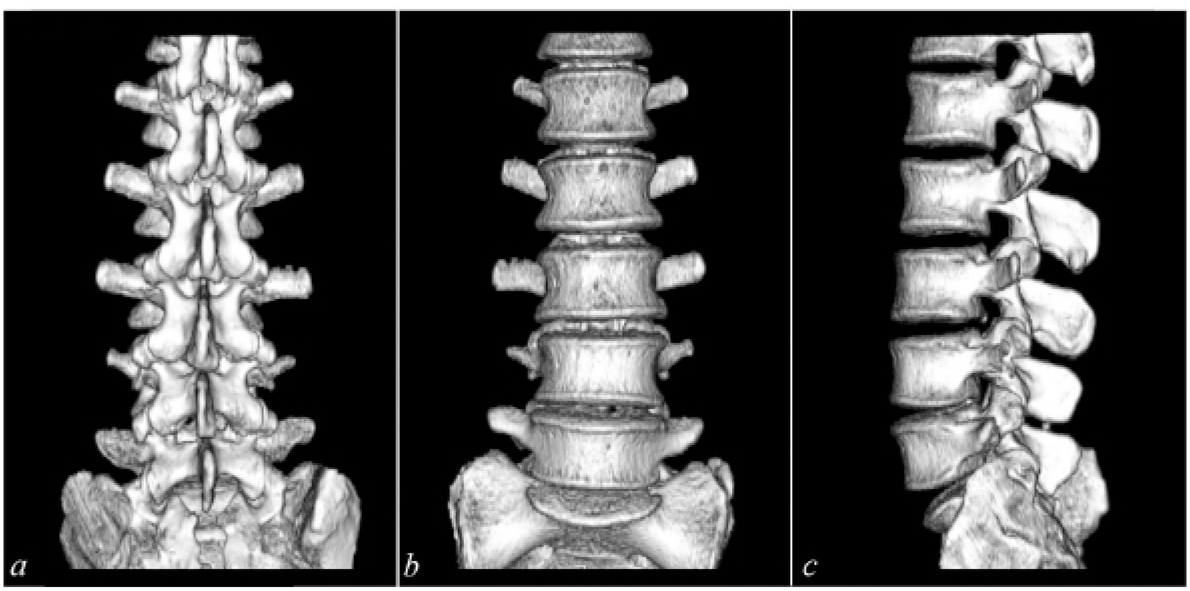


Figura 5.24 – Imagens de reconstrução volumétrica da coluna lombar em vista posterior (*a*), vista anterior (*b*) e vista lateral esquerda(*c*)

A figura 5.24 apresenta três imagens de reconstrução de superfície das vértebras lombares. Nestas imagens aparece também parte da décima segunda

vértebra torácica e do sacro. A imagem (*a*) apresenta uma vista posterior, na qual podem se identificados os processos posteriores e laterais das cinco vértebras lombares, a imagem (*b*) apresenta uma vista anterior que permite observar o corpo das vértebras e os espaços entre elas ocupados pelos discos intervertebrais. A imagem (*c*) apresenta uma vista lateral esquerda na qual é possível observar o corpo das vértebras, os espaços intervertebrais, os processos posteriores e a região por onde passa a medula espinhal localizada entre o corpo das vértebras e o processo espinhoso posterior.

A figura 5.25 apresenta três imagens angiográficas geradas por TC, obtidas por reconstrução volumétrica. As aplicações em angiografia aumentaram significativamente devido à qualidade das imagens que podem ser geradas em aparelhos com tecnologia mais recente, que permitem aquisições em um período de tempo muito curto. As imagens angiográficas são geralmente adquiridas com o uso de meio de contraste a base de iodo. O meio de contraste misturado ao sangue promove um aumento do coeficiente de atenuação linear do mesmo, tornando-o mais radiopaco.

Controlando-se o tempo e os batimentos cardíacos é possível determinar o momento em que o sangue contendo meio de contraste chega à estrutura que se deseja observar. O aumento da absorção dos tecidos com meio de contraste possibilita a subtração de imagens de outros tecidos que apresentem menor atenuação do feixe de raios X, como os tecidos moles por exemplo. Como a estrutura óssea não tem contato direto com os grandes vasos, ela pode ser subtraída da imagem, posteriormente ao processo de reconstrução volumétrica.

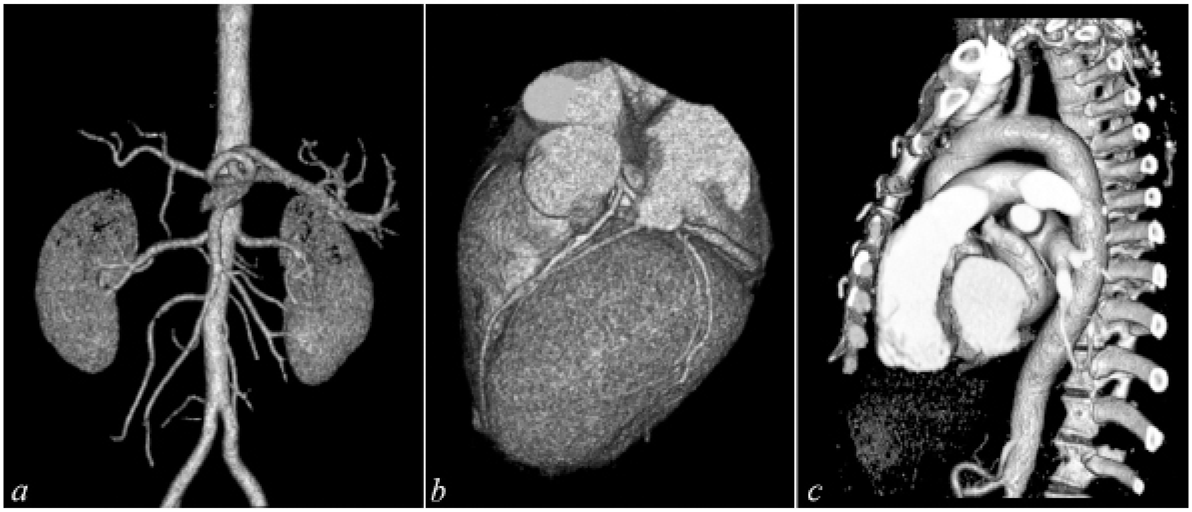


Figura 5.25 – Imagens de reconstrução volumétrica do sistema vascular, vista frontal da aorta descendente (*a*), vista frontal do coração (*b*), vista lateral esquerda da aorta descendente (*c*).

A imagem (*a*) apresenta uma vista anterior das artérias da região abdominal e pélvica. Nessa imagem pode-se facilmente identificar a aorta descendente e sua divisão nas artérias ilíacas; a artéria mesentérica superior, as artérias renais, a artéria hepática e a artéria esplênica. Devido à eliminação do meio de contraste através da urina, o tecido renal fica impregnado de meio de contraste e tem o seu coeficiente de atenuação linear aumentado. Por esta razão, os tecidos renais também aparecem na imagem.

A imagem (*b*) apresenta uma vista anterior do músculo cardíaco com as artérias coronárias que aparecem nessa região, junto ao ventrículo esquerdo do coração. As imagens do coração só puderam ser reconstruídas com os aparelhos "subsegundo", aqueles em que o tubo de raios X dá uma volta completa em torno do paciente em menos de um segundo. Devido ao batimento cardíaco, a aquisição de dados só pode ser feita durante as diástoles do coração – período entre um batimento e outro – que é um período de tempo muito curto.

A imagem (*c*) apresenta uma vista lateral esquerda da artéria aorta na qual é possível identificar a aorta ascendente, saindo do coração, o arco aórtico e a aorta descendente posicionada anteriormente à coluna vertebral. Nessa imagem a estrutura óssea não foi subtraída, no entanto, o volume foi cortado

do lado esquerdo e a região lateral das costelas foi subtraída para que se pudesse observar a aorta. Assim, o músculo cardíaco está seccionado permitindo a observação de suas câmaras internas, bem como a artéria pulmonar esquerda.

Exercícios propostos

5.1 Qual a vantagem das imagens em TC em relação às radiografias convencionais?
5.2 O que caracteriza um aparelho de tomografia?
5.3 Defina nível de fulcro para os aparelhos de tomografia convencional.
5.4 Cite os tipos de deslocamento do feixe de raios X dos aparelhos de tomografia convencional.
5.5 Diferencie os aparelhos de tomografia convencional dos aparelhos de tomografia computadorizada.
5.6 Defina voxel e pixel.
5.7 Caracterize o aparelho de tomografia computadorizada de primeira geração.
5.8 Caracterize a evolução dos aparelhos de TC de terceira geração em relação aos de segunda.
5.9 Qual a evolução trazida pelo aparelho de TC de quarta geração?
5.10 Por que após o surgimento dos aparelhos de quarta geração voltou a ser utilizada a arquitetura de terceira geração?
5.11 Diferencie os aparelhos convencionais de TC dos aparelhos de TC helicoidais.
5.12 Caracterize os aparelhos de TC multicorte.
5.13 Diferencie os aparelhos de TC de quinta geração daqueles de geração anterior.
5.14 Por que os aparelhos de quinta geração são também denominados EBT?
5.15 As imagens geradas nos aparelhos de quinta geração privilegiam o diagnóstico de qual órgão?
5.16 Caracterize o *gantry*.
5.17 Caracterize da mesa dos aparelhos de TC.
5.18 Diferencie os tubos de raios X utilizados nos aparelhos de TC em relação àqueles utilizados em aparelhos convencionais de raios X.
5.19 Descreva a função dos detectores.

5.20 Qual a função do colimador do feixe de raios X nos aparelhos de TC?
5.21 Por que feixes mais espessos podem não permitir a visibilização de pequenas alterações?
5.22 Quais as razões para que os exames em TC sejam responsáveis pela maior dose recebida pela população em exames de radiodiagnósticos?
5.23 Quais razões motivaram o aumento na demanda por exames em TC?
5.24 Quais fatores influenciaram no aumento da dose de radiação nos exames em TC?
5.25 Quais os órgãos mais sensíveis à radiação e quais exames são responsáveis por maiores doses de radiação nesses órgãos?
5.26 Quais os procedimentos para a redução da dose de radiação no paciente?
5.27 Para que serve o topograma?
5.28 Como são obtidas as imagens de corte frontal?

REFERÊNCIAS

BLOEM, J. L.; SARTORIS, D. J. *Atlas de anatomia por TC y RM*. Madrid: Marban, 1995. 229p.

BONTRAGER, K. L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 814p.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil Textbook of Medicine*. 22. ed. New York: Saunders, 2003. 2784p.

CINAMON, Jay. *Marconi multislice spiral CT principles & applications*. Atlanta, 2001. 61p.

CUNNINGHAN, Ian A.; JUDY, Philip F. *Computed tomography*. Chapter 62, in: The Biomedical Engineering Handbook; Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.

CURRY III, Thomas S.; DOWDEY, James E.; MURRY, Robert C. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. 522p.

DAWSON, Peter; LEES, William. *Multi-slice technology in computed tomography* Clinical radiology, 2001. v.56, p.302-309.

ECRI. *Computed tomography scanner:* evaluation. Health devices. Dec.1997 v.26, n.12, p. 457-462.

FRUSH, Donald P. *Unique considerations in pediatric MDCT require specific programs*. Diagnostic imaging, 2003. v.25, p.68-72.

GENERAL ELECTRIC COMPANY. *3D Computed Tomography*. GE Inspection Technologies. 2004. 4p.

GENERAL ELECTRIC COMPANY. *Electron beam tomography*. GE medical systems; 2002. 8p.

GONDROM, S. SCHRÖPFER, S. SAARBRCKEN, D. *Digital computed laminography and tomosynthesis*: functional principles and industrial applications. International Symposium on Computerized Tomography for Industrial Applications and Image Processing in Radiology. March, 15 - 17, 1999. Berlin, Germany.

HAJNAL, Joseph; HAWKES, David; HILL, Derek. *Medical image registration*. Boca Raton: CRC Press, 2001. 394p.

HOUNSFIELD, G. M. *A method and apparatus for examination of a body by radiation such as x or gamma*. Patent office, Pat. Spec. 1283915, London, 1972.

HOUNSFIELD, Godfrey. *Computed medical imaging*. Nobel lecture, Journal of Computer Assisted Tomography 1980 Oct; v.4, n.5 p.665-674.

ICRP. *Diagnostic reference levels in medical imaging*: review and additional advice. ICRP Publication, Oxford:Pergamon Press, UK. 2002. 14p.

ICRP. *Managing patient dose in computed tomography*. ICRP Publication 87. Annals of the ICRP 30 (4), Oxford: Pergamon Press, UK. 2000.

ICRP. *Radiation and your patient*: A Guide for Medical Practitioners. ICRP Publication, Pergamon Press, Oxford, UK. 17p.

KAK, Avish C., SLANEY, Malcolm. *Principles of computerized tomographic imaging*. New York: IEEE press, 1999. 329p.

KHANDPUR, R. S. *Biomedical Instrumentation*. New York: McGraw-Hill, 2004. 924p.

KOHL, Gerard. *The evolution and state-of-the-art principles of multislice computed tomography*. Proceedings of the american thoracic society, 2005. v.2; p.470-476.

KUSZYK, B. S, HEATH D. G., BLISS D.F., FISHMAN, E. K. *Skeletal 3-D CT*: advantages of volume rendering over surface rendering. Skeletal Radiology; v.25:207-214, 1996.

MARTIN, Brian R. *Nuclear and particle physics*: an introduction. Chichester: Wiley. 2006. 411p.

BRASIL. Ministério da Saúde. ANVISA - Portaria 453/98. *Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico*. Brasília: DOU 01/06/1998.

BRASIL. Ministério da Saúde. ANVISA - RDC50/2002. *Regulamento técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde*. Brasília: DOU 20/03/2002.

MOURÃO, Arnaldo Prata. *Aparelhos de tomografia computadorizada*. Belo Horizonte:NEHOS/CEFET-MG, 2005. 119p.

PEREZ, C. P. et al. *Manual de TC*. Madrid: Katamanan Publicidad, s.d. 100p.

SANDBORG, Michael. *Computed Tomography:* physical principles and biohzards. Report 81; sept. 1995. 17p.

SHRIMPTON, P. C.; HILLIER, M. C. et al. *Doses from computed tomography*: examinations in the UK - 2003 review. Chilton: NRBP-w67. march 2005. 103p.

SIEMENS MEDICAL. *Computed tomography*: its history and technology Erlangen: Siemens medical 36p. (série CT basics) 2002.

SIEMENS MEDICAL. *The influence of scanning parameters on image quality*. Somatom sessions, 2002. p.8-11.

Capítulo 6

Ressonância magnética

A imagem por ressonância magnética (IRM) é uma técnica que se iniciou pela geração de uma imagem tomográfica, ou seja, uma imagem de um corte anatômico, a partir do sinal de ressonância magnética nuclear (RMN) de uma fatia delgada de tecido. A IRM evoluiu e avançou de uma técnica de geração de imagem tomográfica para uma técnica capaz de gerar imagens volumétricas.

Essa técnica de diagnóstico foi inicialmente chamada de "imagem por ressonância magnética nuclear" (IRMN), mas a palavra nuclear trouxe alguns contratempos em sua aceitação em virtude da conotação errônea de que se tratava de um método que envolvia energia nuclear. Por essa razão, essa palavra foi excluída da designação da técnica, reduzindo-se assim consideravelmente a dificuldade de aceitação da IRM pelo mercado de diagnóstico por imagem após a década de 1970.

Diferentemente da tomografia computadorizada, que gera uma imagem primária de corte transaxial, o aparelho de ressonância magnética pode gerar a imagem de um plano de corte qualquer: axial, sagital, coronal ou oblíquo. A aquisição dos dados para gerar a imagem na tomografia computadorizada é feita pela maior ou menor absorção do feixe de raios X de um tecido em relação ao outro, gerando imagens mais claras para tecidos mais radiopacos e imagens mais escuras para tecidos menos radiopacos. Na ressonância magnética, o contraste é gerado pela diferença de intensidade do sinal eletromagnético emitido pelos tecidos.

As imagens geradas nos equipamentos de ressonância magnética são digitais, da mesma forma que as imagens geradas em aparelhos de tomografia computadorizada e de ultrassonografia. No entanto, o entendimento do processo para geração dos níveis de cinza que permitem a formação da imagem não é muito simples. Dependendo dos parâmetros utilizados para a aquisição dos dados é possível obter imagens distintas sem uma correlação direta do tom de cinza com o tecido representado. Um tecido pode aparecer claro em uma imagem e escuro em outra sem que tecidos adjacentes tenham uma mudança de tonalidade relacionada, podendo estar mais claros, mais escuros ou com o mesmo tom. Para um bom entendimento do processo de geração da imagem por RM é necessário conhecer bem todas as partes do processo, desde a geração de dados até a produção da imagem física em filme radiográfico.

6.1 Histórico

A história da IRM começa com a descoberta do fenômeno da ressonância magnética por Felix Bloch e Edward Purcell, de maneira independente, no ano de 1946, razão pela qual foram laureados com o Prêmio Nobel de Física em 1952. Entre as décadas de 1950 e 1970, a RM foi desenvolvida e utilizada para análises moleculares químicas e físicas. No ano de 1971, Raymond Damadian constatou que os tempos de relaxamento magnético nuclear de tecidos sadios

e de tumores eram diferentes, o que levantou a possibilidade de utilização da RMN como método capaz de detectar algumas patologias.

Após o lançamento da TC em 1972, e com o grande investimento de capital dos hospitais na tecnologia de diagnóstico por imagens, houve grande incentivo para o desenvolvimento de equipamentos geradores de imagem por RM. A IRM foi primeiramente demonstrada por Paul Lauterbur, em 1973, a partir de um experimento que permitiu a geração de imagem de dois tubos de água imersos em um recipiente com água pesada através da técnica da reconstrução de imagem por projeção inversa, de maneira similar à técnica de reconstrução de imagem utilizada nos aparelhos de TC.

No ano de 1975, Richard Ernst propôs a geração de imagem por RM utilizando a codificação de fase e a codificação de frequência associada à decodificação utilizando a Transformada de Fourier. Essa técnica proposta por Ernst é, ainda, a técnica utilizada para a geração de imagem por RM. Em 1977, Damadian demonstrou a IRM por campo focalizado e Peter Mansfield desenvolveu a técnica de imagem denominada ecoplanar (EPI) a qual foi posteriormente utilizada para gerar imagens de vídeo.

Em 1980, Edelstein demonstrou a geração de imagem a partir da aplicação da técnica proposta por Ernst. Essa técnica permitia a obtenção de uma imagem de corte cuja aquisição demorava cerca de cinco minutos. Em 1986 se conseguiu a redução desse tempo para cerca de cinco segundos sem perda considerável da qualidade da imagem. Nesse ano houve o desenvolvimento da microscopia por RM, que permitia fazer a varredura de uma amostra de 1 centímetro com uma resolução de 10μm.

Em 1987, a técnica de EPI foi utilizada para gerar em tempo real o filme de um ciclo cardíaco. Nesse mesmo ano, Charles Dumoulin estava aperfeiçoando a angiografia por ressonância magnética (ARM), que possibilitou a geração de imagens do sangue circulante sem o uso de meios de contraste. No ano de 1991, Richard Ernst foi laureado com o Prêmio Nobel de Química por sua contribuição para o desenvolvimento de uma metodologia de alta resolução para espectroscopia por RM.

Em 1992 surgiram as aplicações da IRM funcional, técnica que permite o mapeamento de funções de várias regiões do cérebro humano. O desenvolvimento dessa técnica possibilitou nova aplicação da EPI no mapeamento das regiões do cérebro responsáveis pelo pensamento e pelo controle motor. Em 1994 foram publicados os primeiros estudos sobre respiração utilizando como fonte de dados o gás xenônio, através da observação da RMN do núcleo ^{129}Xe.

Em 2003, Paul Lauterbur e Peter Mansfield foram laureados com o Prêmio Nobel de Medicina por suas descobertas relativas à IRM. Apesar das diversas utilizações da RM na atualidade, suas aplicações são muito recentes, e por isso ela ainda é considerada uma tecnologia em franco desenvolvimento. A busca de novas aplicações e a melhoria da qualidade das aplicações já existentes têm aumentado desde então.

6.2 A imagem por RM

A imagem gerada por ressonância magnética apresenta uma definição anatômica de alta qualidade para os diversos tipos de tecidos do corpo humano. Oferece um excelente contraste para tecidos moles, tornando-se uma ferramenta importante para estudos do cérebro, do líquido cefalorraquidiano (LCR), do coração e de funções cardíacas, do sistema músculo-esquelético, da pelve e do abdome. As primeiras imagens foram publicadas no início da década de 1970, mas suas aplicações começaram nos anos 1980 e, desde essa época, os avanços tecnológicos resultaram em grande melhoria na qualidade e diminuição do tempo de geração da imagem. Essa evolução provocou um grande aumento na demanda desse tipo de imagem diagnóstica.

A principal vantagem da imagem diagnóstica por RM está no fato de apresentar informações diferentes daquelas oferecidas por outros métodos de geração de imagem. Por essa razão, a utilização da imagem por ressonância não anula o uso de outros métodos, tendo maior ou menor recomendação conforme a patologia a ser pesquisada.

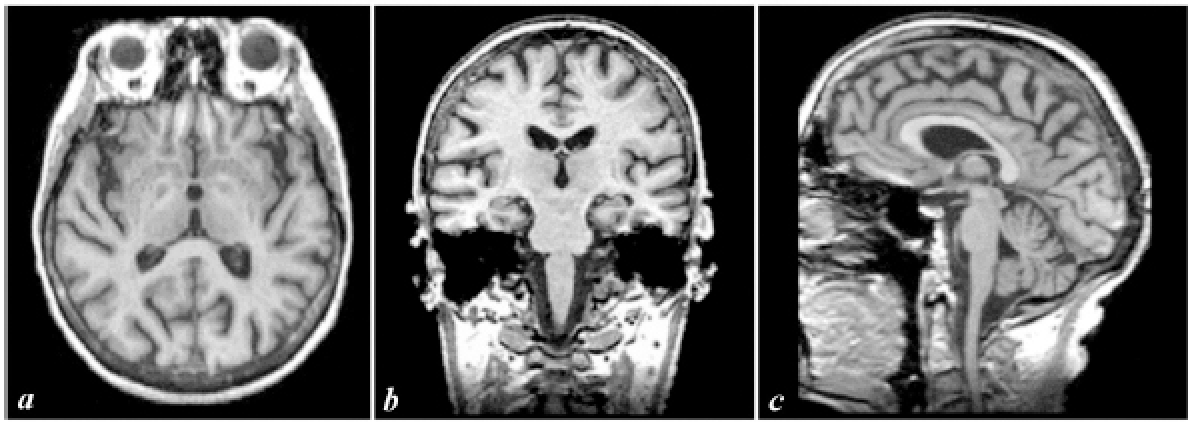


Figura 6.1 – Imagens de cortes de crânio por ressonância magnética: corte axial (*a*), corte coronal (*b*) e corte sagital (*c*)

Outra grande vantagem da RM está no fato de utilizar as propriedades físicas e químicas do tecido para a obtenção das informações a partir dos dados adquiridos. Além de não utilizar radiações ionizantes, eliminando seus efeitos negativos sobre o organismo, ela não utiliza o meio de contraste à base de iodo, que apresenta maior potencial alergênico. A figura 6.1 apresenta imagens de cortes do crânio geradas por ressonância magnética.

As desvantagens estão na aquisição relativamente lenta dos dados, que são adquiridos em diversos planos e ponderações de contraste, e os artefatos gerados pelos movimentos, tais como: movimento cardíaco, respiratório, pulsação do sistema circulatório, movimentos peristálticos etc. A maioria desses problemas pode ser contornada pela melhoria tecnológica e pela colaboração do paciente durante a aquisição das imagens.

Além disso, devido às características arquitetônicas do modelo do aparelho mais comumente utilizado, de campo fechado, alguns pacientes podem apresentar sintomas de claustrofobia ao serem introduzidos no seu interior, não sendo capazes de cooperar durante a aquisição dos dados para geração da imagem. Os aparelhos de ressonância de campo aberto vieram para atender principalmente a esse tipo de paciente, pois não apresentam um magneto fechado. Este tipo de aparelho, entretanto, tem limitações em relação ao aparelho de campo fechado.

Devido ao campo magnético elevado e a suas influências e efeitos, pacientes que possuem prótese com material ferromagnético, bem como marca-passo, não podem ser submetidos a exames de RM. Além desses, pacientes muito obesos também não podem usufruir desse método diagnóstico devido à limitação de abertura do magneto do aparelho de campo fechado.

6.3 Núcleos ativos em RM

A ressonância magnética nuclear (RMN) é um fenômeno que ocorre quando certos núcleos atômicos são submetidos a um campo magnético fixo e expostos, simultaneamente, a um segundo campo magnético oscilatório. O magnetismo é uma propriedade fundamental da matéria resultante do movimento dos elétrons ao redor dos núcleos dos átomos. A movimentação dos elétrons faz com que os átomos apresentem um momento magnético associado a um momento angular denominado spin. Alguns núcleos atômicos respondem ao efeito da RMN e outros não, dependendo do valor do spin que apresentam.

O spin é uma propriedade fundamental do átomo, assim como a massa e a carga elétrica. Seu valor é dado em múltiplos de ½, podendo ser positivo ou negativo. Os prótons, nêutrons e elétrons possuem spins. Prótons, elétrons e nêutrons não pareados possuem, cada um, um spin igual a ½. O átomo de hidrogênio com núcleo ^2H, por exemplo, possui um próton, um nêutron e um elétron, e todos não pareados apresentando um spin igual a ½. Seu spin eletrônico total vale ½ e seu spin nuclear total vale um. Duas partículas que apresentam spins de sinais contrários se anulam e inviabilizam a observação desse fenômeno. A figura 6.2 apresenta a resultante de uma observação de spins de um grupo de núcleos atômicos.

Quando se observa um volume qualquer, composto por uma enorme quantidade de átomos, esses átomos apresentam spins desalinhados entre si. Por apresentarem orientações espaciais diversas, a resultante do somatório vetorial dos spins desses átomos tende para zero. No entanto, quando

submetidos a um campo magnético intenso, os spins nucleares tendem a se alinhar com a mesma direção das linhas de força desse campo, nos dois sentidos: no sentido das linhas de força do campo e em sentido contrário a elas.

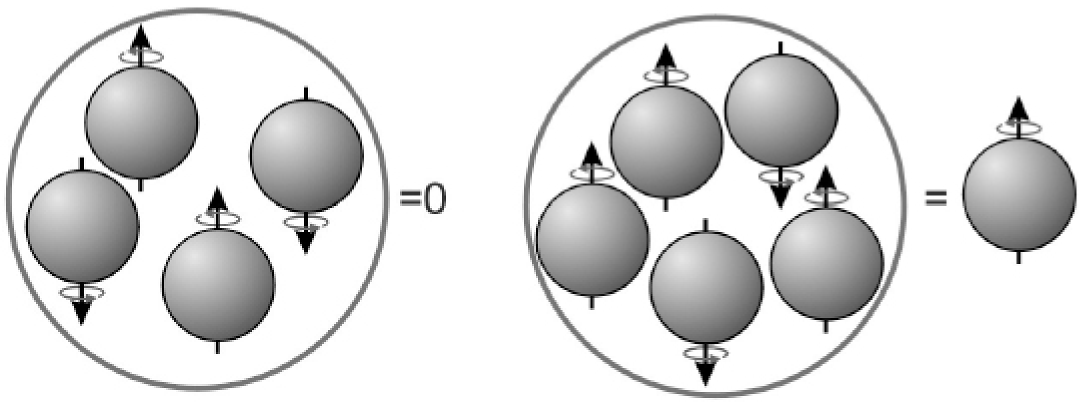


Figura 6.2 – Spin resultante do somatório dos spins nucleares individuais

Um fato interessante está na condição de que o número de núcleos atômicos que se alinha no sentido das linhas de força do campo tende a ser maior que aqueles que se alinham em sentido contrário. Esse comportamento está associado à energia intrínseca do núcleo. Assim, núcleos que apresentam nível de energia baixo se alinham no mesmo sentido do campo magnético, e núcleos de alta energia se alinham em sentido contrário. A transição dos níveis de energia dos núcleos ocorre a todo instante, uma vez que esse sistema é dinâmico. Núcleos de baixa energia podem ganhar energia e ficar em estado de alta energia e vice-versa. Quando ocorre uma transição no nível de energia do núcleo, há uma inversão no seu sentido de orientação em relação ao campo.

Como a quantidade de núcleos de baixa energia é maior que a de núcleos de alta energia, o somatório dos spins desses átomos tem resultante diferente de zero. Veja na figura 6.3 a resultante do somatório dos spins alinhados pela presença de um campo magnético forte. Essa resultante diferente de zero é uma propriedade fundamental da estrutura da matéria utilizada para a geração de imagem por ressonância magnética. A resultante magnética gerada a partir da atuação de um campo magnético forte sobre núcleos que apresentam spin é de cerca de um núcleo resultante para cada conjunto de um milhão de núcleos.

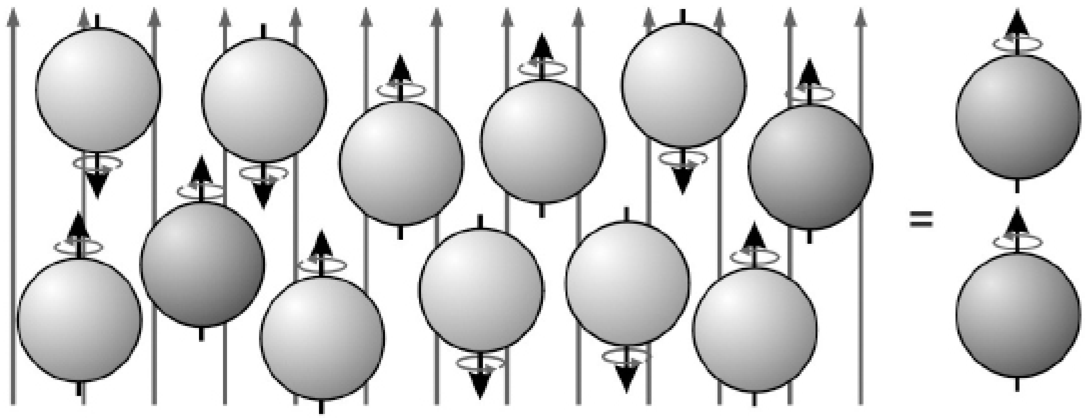


Figura 6.3 – Alinhamento dos spins sob efeito de um campo magnético intenso

A densidade de fluxo magnético ou indução magnética (B) é medida em gauss (G) ou em tesla (T), sendo que um tesla equivale a 10.000G. A densidade de fluxo de um campo magnético está diretamente relacionada à intensidade desse campo. Assim, quanto maior a densidade de fluxo magnético de um campo, mais intenso é este campo magnético. A densidade de fluxo magnético é o parâmetro utilizado para referenciar o campo magnético dos aparelhos de ressonância magnética.

O valor da densidade de fluxo magnético utilizado para a geração de imagens médicas por ressonância magnética está na faixa de 0,35 a 4,0T. No entanto, campos de até 16T são usados em pesquisas que não têm como objeto de estudo o corpo humano. Para se ter uma ideia da magnitude desse campo de um aparelho de IRM, basta lembrar que a Terra possui um campo magnético médio de 0,5G ou 5.10^{-5}T, variando entre 0,3 e 0,8G.

É importante salientar que, quanto maior o número de átomos submetidos a um campo magnético forte, maior é o valor da resultante do somatório de seus spins. Assim, estruturas com maior concentração de átomos com spins diferentes de zero apresentam uma resultante maior de spins orientados no sentido das linhas de força do campo magnético.

Os núcleos mais importantes para a ressonância magnética, quando utilizada em seres humanos, são aqueles que pertencem aos elementos químicos que se encontram em abundância no organismo humano, como o hidrogênio, o carbono, o flúor, o sódio, o fósforo e o potássio. No entanto,

devem ser escolhidos núcleos que pertençam a esses elementos, mas que possuam spin nuclear resultante.

6.4 A precessão nuclear

O terceiro mais importante movimento da Terra – depois dos de rotação e translação, que são, respectivamente, os movimentos em torno do próprio eixo e em torno do sol – é o movimento de precessão, também conhecido como movimento de precessão dos equinócios. Este movimento consiste no deslocamento do eixo de rotação da Terra, que possui uma inclinação de aproximadamente 23º em relação ao eixo imaginário perpendicular ao plano definido pela órbita de translação. O eixo de rotação da Terra apresenta uma movimento circular em relação ao eixo imaginário que tem um ciclo que se completa em intervalos de tempo de aproximadamente 25.770 anos. A figura 6.4 apresenta um esquema desse movimento.

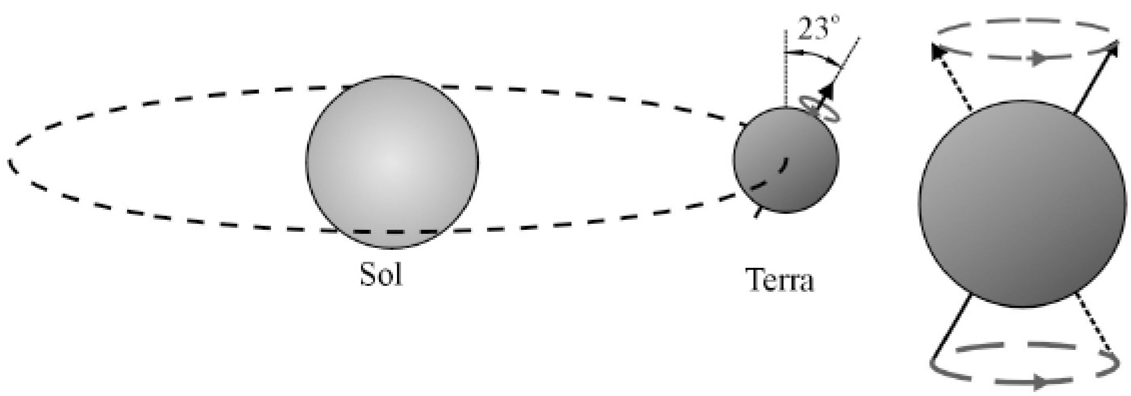


Figura 6.4 – Movimento de precessão da Terra

Assim como a Terra, os núcleos atômicos que possuem spins diferentes de zero, quando submetidos a um campo magnético intenso, apresentam um movimento de precessão, cuja velocidade angular está diretamente associada à intensidade do campo magnético externo. Ou seja, para um mesmo núcleo atômico com spin diferente de zero, campos magnéticos mais intensos provocam movimentos de precessão mais rápidos, e vice-versa.

A figura 6.5 apresenta o movimento de precessão dos spins nucleares quando imersos em um campo magnético fixo. Como se pode observar na ilustração, a resultante magnética de cada um dos núcleos fica orientada de maneira aleatória, em direções diversas em relação ao plano transverso ao campo. Esse posicionamento aleatório faz com que o vetor resultante desse plano seja zero e o vetor resultante total dos núcleos excedentes tenha a mesma direção e sentido do campo magnético que orientou os núcleos.

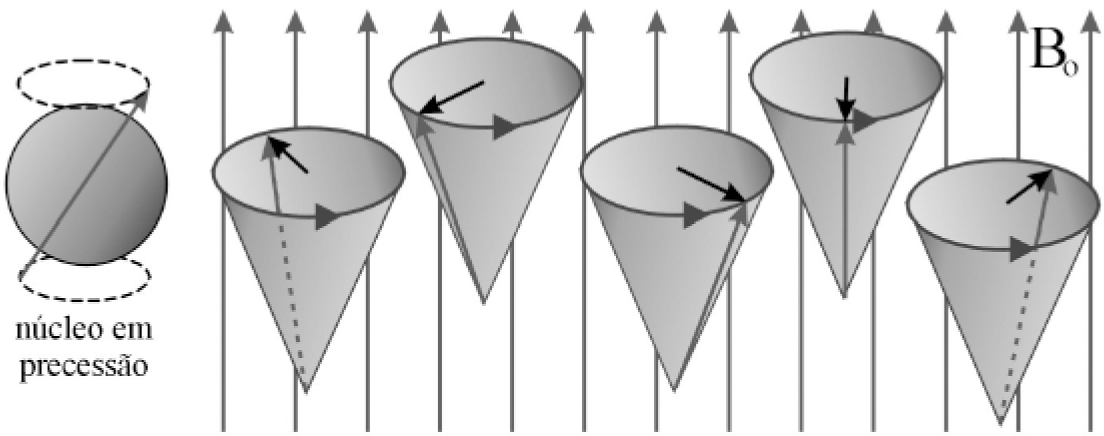


Figura 6.5 – Movimento de precessão dos spins nucleares

6.5 A frequência de Larmor

O movimento de precessão apresentado pelos spins nucleares possui velocidades (frequencias angulares) definidas. Essas velocidades são determinadas pelo tempo necessário para ocorrer uma volta completa da resultante magnética nuclear em torno do eixo das linhas de força. A velocidade angular de cada spin é caracterizada pelo núcleo atômico que precessa e pela densidade do fluxo do campo magnético no qual o núcleo está imerso. Quanto mais forte é o campo magnético, mais rapidamente o núcleo precessa.

Tabela 6.1 – Características dos spins de núcleos atômicos

Núcleo	Próton-spin	Nêutron-spin	Elétron-spin	Constante giromagnética

				(MHz.T-1)
^{1}H	1	0	½	42,58
^{2}H	1	1	1	6,54
^{13}C	0	1	½	10,71
^{14}N	1	1	1	3,08
^{19}F	0	1	½	40,08
^{23}Na	2	1	3/2	11,27
^{31}P	0	1	1/2	17,25

Na tabela 6.1 são apresentados alguns núcleos atômicos e suas respectivas constantes giromagnéticas, as quais definem suas velocidades de precessão de acordo com a intensidade do campo magnético fixo no qual estão submetidos. Para o núcleo de ^{1}H, por exemplo, quando submetido a um campo magnético fixo de 1T, este núcleo apresenta uma frequência de precessão de 42,58MHz. Isso significa que esse núcleo precessa 42.580.000 vezes em 1 segundo. Caso esse mesmo núcleo seja colocado em um campo de 0,5T, ele passa a precessar apenas a metade, ou seja: 21.290.000 vezes por segundo. Nesse caso, sua velocidade de precessão cai para a metade do valor definido pela condição anterior.

A frequência de precessão em ressonância magnética é conhecida como "frequência de Larmor". Assim, a frequência de Larmor para o ^{1}H quando submetido a um campo de 1T é igual a 42,58MHz. A equação 6.1 apresenta a relação entre a frequência de precessão e o campo magnético.

$$\omega = \gamma . B \tag{6.1}$$

Nessa equação, ω é a frequência de Larmor medida em hertz (Hz), γ é o valor da constante giromagnética medida em hertz por tesla ($Hz.T^{-1}$), e B é a densidade de fluxo do campo magnético medida em tesla (T).

6.6 A ressonância magnética nuclear

A frequência de Larmor é também conhecida como "frequência de ressonância" devido ao fenômeno que ocorre com os núcleos ao receberem um determinado sinal em radiofrequência (RF). Quando um núcleo possuidor de spin está imerso em um campo magnético intenso, em movimento de precessão, e recebe um sinal de RF com a frequência de Larmor, esse núcleo altera sua orientação em relação às linhas de força do campo magnético, sofrendo um desvio de 90º e se orientando na direção do plano denominado XY, perpendicular às linhas de força conforme o esquema apresentado na figura 6.6.

Na imagem (*a*) existe um objeto cujos átomos estão com spins orientados aleatoriamente, logo, esse objeto tem uma resultante magnética igual a zero. Na imagem (*b*), o objeto é introduzido em um campo magnético fixo B_o e os spins nucleares do objeto tendem a se alinhar, gerando uma resultante magnética M_o com o mesmo sentido do campo magnético externo. A imagem (*c*) ilustra o fenômeno da ressonância magnética, quando o objeto recebe um sinal de RF com a frequência de ressonância. A resultante magnética do objeto que se orientava no sentido das linhas de força do campo B_o sofre um deslocamento de 90º e se reorienta gerando a resultante magnética M_{xy}, que gira num plano transverso às linhas de força do campo principal B_o, na frequência de ressonância.

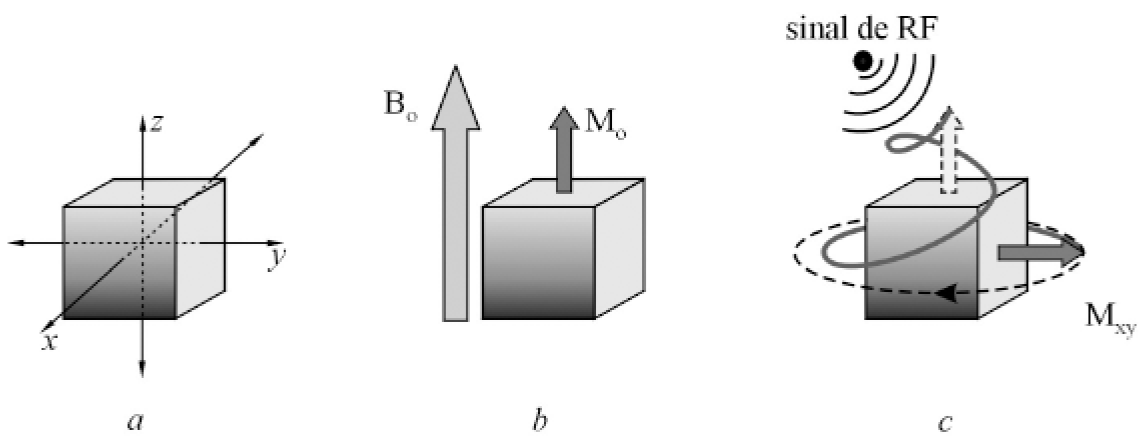


Figura 6.6 – Deslocamento da resultante magnética devido a sinal de RF na frequência de Larmor

6.7 A indução eletromagnética

Michael Faraday verificou que uma bobina, quando submetida a um fluxo magnético variável ao longo do tempo, gera uma diferença de potencial entre seus terminais. Ou seja, um condutor, quando submetido a um campo magnético variável, apresenta entre seus terminais uma diferença de potencial. Essa propriedade é definida como "indução magnética". Ao se posicionar uma bobina em quadratura com um campo magnético movimentando 360° em torno de um eixo, é induzido nessa bobina um sinal elétrico que apresenta uma variação senoidal ao longo do tempo. A frequência do sinal induzido é igual à velocidade angular do campo magnético variável. A figura 6.7 ilustra o sinal elétrico induzido em uma bobina devido à variação do campo magnético, cujo vetor resultante gira 360°.

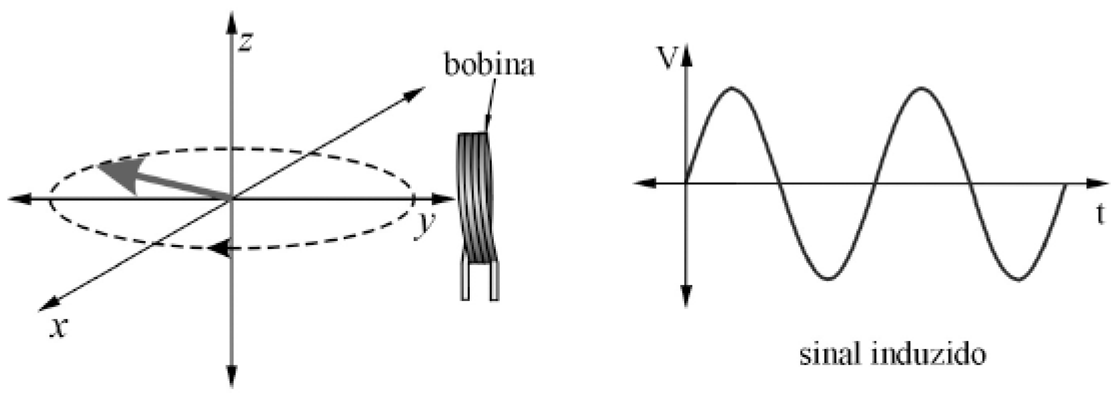


Figura 6.7 – Indução de sinal elétrico devido à variação do campo magnético

Assim, quando o vetor resultante M_o recebe um sinal de RF na frequência de ressonância e passa a girar no plano xy, ele pode induzir um sinal senoidal em uma bobina desde que ela seja colocada em quadratura. Esse sinal induzido na bobina é o sinal utilizado como resposta para geração de imagens por RM. Portanto, o sinal de RF na frequência de Larmor é utilizado para provocar o deslocamento do vetor resultante de 90° que gera o sinal utilizado para formação da imagem. Como o vetor M_{xy} gira na frequência de Larmor, o sinal induzido tem a mesma frequência de Larmor, que é também a frequência do

sinal de excitação. Essa frequência está na faixa dos megahertz, ou seja, 10^6 ciclos por segundo.

6.8 Equipamentos e acessórios

Existe uma série de equipamentos básicos para compor um sistema de geração de imagem por ressonância magnética. Por se tratar de um sistema tecnologicamente muito desenvolvido, são necessários conhecimentos de diversas áreas, como informática, magnetismo, telecomunicação, mecânica, eletricidade etc. Para se entender o uso de toda essa tecnologia, cada um dos subsistemas principais é apresentado a seguir.

O magneto

O magneto é responsável por gerar o campo magnético principal do aparelho, que promove a orientação dos spins de todos os núcleos que possuam spin resultante e estão submetidos ao campo magnético por ele gerado. A interação do campo magnético pode variar de acordo com as características do material com o qual interage. Os materiais apresentam propriedades magnéticas diferentes, podendo ser classificados em: ferromagnéticos, diamagnéticos ou paramagnéticos.

O ferromagnetismo é a propriedade de materiais que contêm ferro, níquel, ou cobalto e que apresentam grande suscetibilidade magnética. Ou seja, quando submetidos a um campo magnético, tendem a possuir no seu interior um campo mais forte do que o campo magnético externo. Esses materiais são também caracterizados pela orientação dos spins de seus átomos, que ficam direcionados aleatoriamente quando não estão submetidos a um campo magnético. No entanto, após a retirada desse campo, tendem a conservar a orientação adquirida por seus átomos. Esse tipo de material é utilizado na confecção de ímãs, sendo comumente encontrados em objetos utilizados em implantes em seres humanos, como: clipes cirúrgicos, próteses metálicas, marca-passos.

O paramagnetismo é a propriedade de determinados materiais que contêm oxigênio e íons de vários metais, tais como o ferro, o magnésio e o gadolínio. Esses íons possuem elétrons não pareados e apresentam uma suscetibilidade magnética positiva, mas bem menor que a suscetibilidade dos materiais ferromagnéticos. O comportamento diferenciado dessas substâncias pode ser explorado na geração de imagens diagnósticas. Substâncias contendo gadolínio são utilizadas como meio de contraste na geração de imagens por RM por apresentarem características paramagnéticas.

O diamagnetismo é a propriedade de determinados materiais como a água, o cobre, o nitrogênio e o sulfato de bário. Esses materiais não apresentam um momento magnético atômico intrínseco e, quando submetidos a um campo magnético externo, tendem a repeli-lo, ou seja, apresentam suscetibilidade magnética negativa e de pequeno valor. Essa característica de alguns tecidos humanos contribui para a perda do sinal na geração de imagens por RM. A figura 6.8 apresenta o comportamento do campo magnético perante materiais ferromagnéticos, paramagnéticos e diamagnéticos.

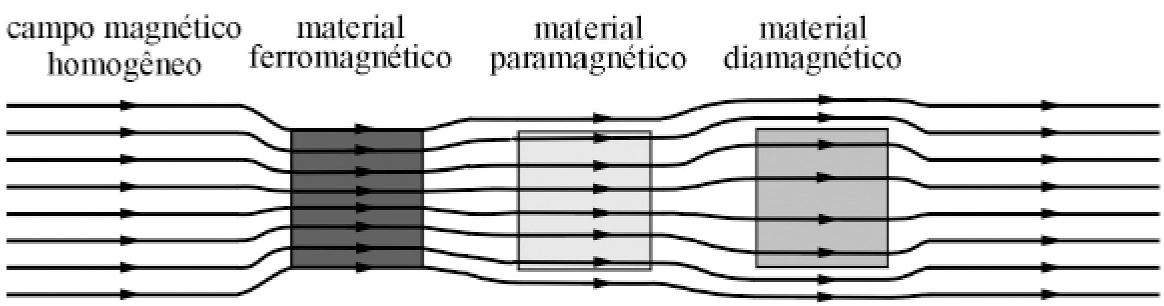


Figura 6.8 – Comportamento do campo magnético perante diferentes materiais

Algumas substâncias se caracterizam por apresentar suscetibilidade magnética maior que as substâncias paramagnéticas, mas não têm as características de uma substância ferromagnética. Tais substâncias são denominadas "superparamagnéticas" e suas características diferenciadas são também exploradas na geração de imagens por RM.

Há dois tipos de magneto: o magneto permanente e o eletromagneto. No magneto permanente, o campo magnético é gerado por ímãs permanentes semelhantes aos encontrados nos ímãs de geladeira, ou seja, são feitos de

material ferromagnético permanentemente magnetizado. Esse tipo de magneto, quando utilizado para a geração de imagens por RM, é extremamente pesado e apresenta limitação no valor da intensidade do campo magnético gerado – no máximo 0,35T. No entanto, o magneto permanente não necessita de qualquer insumo para se manter em funcionamento.

A figura 6.9 apresenta um magneto construído com ímãs permanentes em que a parcela do campo magnético utilizada para geração de imagens está entre os dois ímãs, região onde o paciente fica posicionado. Essa região é denominada "entreferro". A conexão física e magnética entre os ímãs é feita normalmente com ferro doce, por ser este um bom condutor magnético e permitir a concentração das linhas de força magnéticas. O campo magnético na região do entreferro tende a ter distorções, principalmente em suas extremidades; para compensar tais distorções devem ser feitas correções nas superfícies dos ímãs.

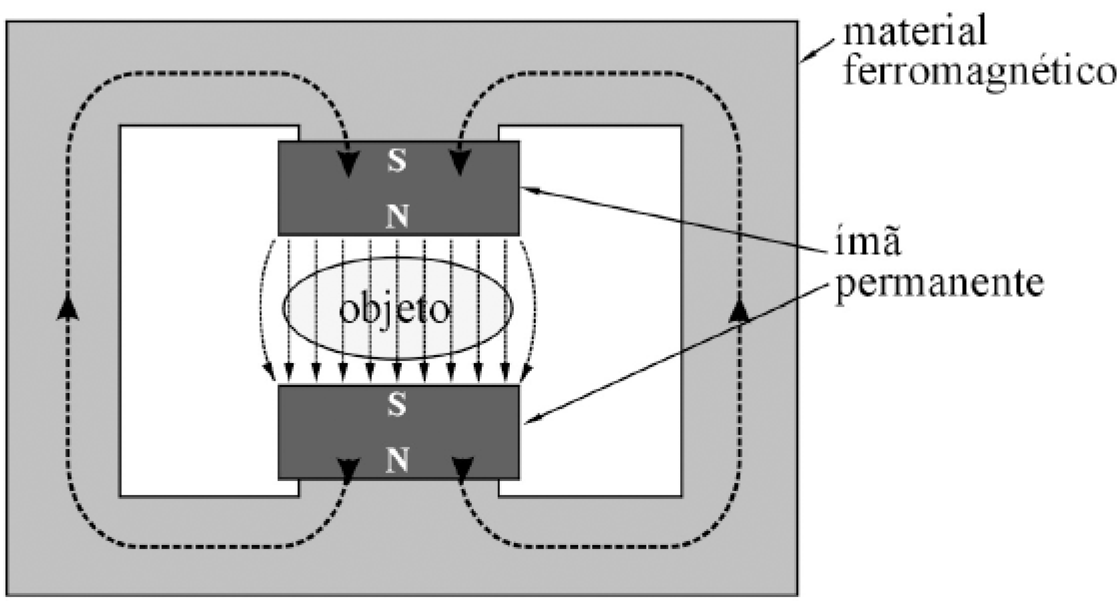


Figura 6.9 – Estrutura de um magneto de ímã permanente

Os eletromagnetos necessitam de eletricidade para se manter em funcionamento e podem ser classificados em eletromagnetos resistivos e eletromagnetos supercondutores. Os eletromagnetos resistivos são semelhantes aos magnetos permanentes, mas, ao invés de ímãs permanentes,

utilizam eletroímãs e precisam estar alimentados por eletricidade para gerar o campo magnético. Esses magnetos apresentam um consumo considerável de energia elétrica, pois, devido à característica resistiva do material condutor utilizado nas bobinas de seus enrolamentos, perdem muita energia sob a forma de calor. Os eletromagnetos resistivos têm uma limitação no valor da intensidade do campo magnético, na faixa de 0,5T. Os primeiros equipamentos de IRM utilizavam eletromagnetos resistivos; eram construídos com grandes bobinas de cobre ou alumínio, as quais eram alimentadas por uma fonte de corrente contínua e consumiam uma potência entre 40 a 100kW. Esses eletroímãs dissipavam grande quantidade de calor e, por isso, utilizavam um sistema de refrigeração por circulação de água com objetivo de evitar o superaquecimento do sistema. Atualmente não se utilizam eletromagnetos resistivos para construção de magnetos utilizados em aparelhos de IRM.

Já os eletromagnetos supercondutores permitem gerar os campos magnéticos mais potentes, de até 4T, para aplicações em IRM de seres humanos. Em pesquisa científica, campos magnéticos de até 16T podem ser gerados em equipamentos com pequenas aberturas. Esses tipos de magneto são feitos de bobinas compostas por alguns quilômetros de fios de nióbio-titânio, alimentadas por eletricidade. As bobinas são submetidas a uma temperatura pouco superior ao zero absoluto (-273ºC), próximo de -269ºC (4,2K), para que o material utilizado se comporte como um supercondutor. Para se obter um ambiente com essa temperatura, as bobinas do magneto principal são posicionadas no interior de tanques criogênicos e refrigeradas a hélio e a nitrogênio líquidos.

As bobinas ficam imersas em hélio líquido e, nessa condição, apresentam uma resistência elétrica muito próxima de zero. Mesmo sendo supercondutoras, as bobinas do magneto geram uma pequena quantidade de calor que provoca a evaporação gradual do gás hélio. Por essa razão, o tanque de hélio deve ser completado de tempos em tempos. Magnetos mais recentes utilizam refrigeradores criogênicos que tendem a eliminar a necessidade de reposição de hélio.

O eletromagneto supercondutor é o mais utilizado nos equipamentos atuais de IRM, e mais caro que os outros pela estrutura utilizada para o seu

funcionamento. Ele tem maior necessidade de manutenção e segurança, mas consome muito pouca eletricidade para manter o forte campo magnético que gera. A figura 6.10 apresenta a estrutura de um magneto supercondutor com a localização dos seus tanques criogênicos de hélio e nitrogênio líquido, bem como a orientação inicial do campo magnético principal no interior do magneto, definida pelo vetor B_o. A tabela 6.2 apresenta as principais vantagens e desvantagens de cada tipo de magneto utilizado em aparelhos de ressonância magnética.

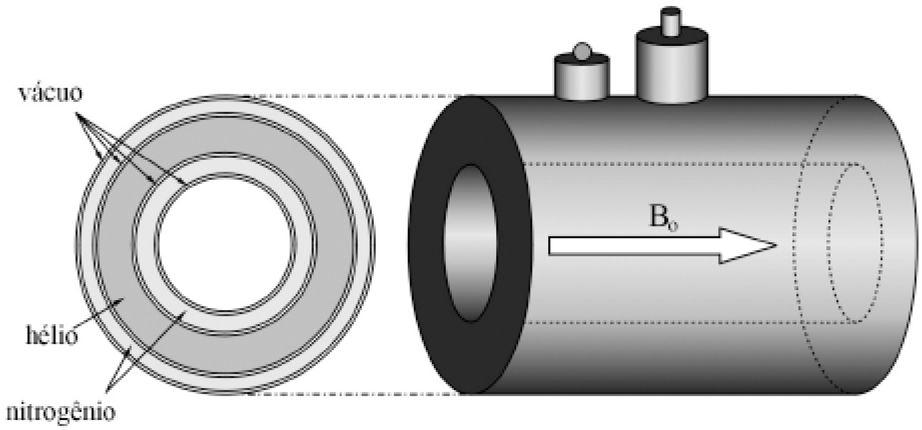


Figura 6.10 – Estrutura do magneto supercondutor

Tabela 6.2 – Vantagens e desvantagens dos magnetos de RM

Magneto	Vantagens	Desvantagens
Ímãs permanentes	Não precisam de fonte de energia elétrica. Possuem boa qualidade de imagem. Não necessitam de sistema de refrigeração. Campo magnético com pequena oscilação na sua homogeneidade. Boa aceitação pelo paciente quanto ao posicionamento.	Densidade de fluxo do campo limitada. Sensível a variações de temperatura. Campo magnético não pode ser desligado. Relação sinal-ruído baixa.
Eletroímãs resistivos	Facilidade de instalação. Boa aceitação pelo paciente quanto ao posicionamento. Pode ser desligado. Sistema de refrigeração simples. Boa qualidade da imagem gerada.	Grande consumo de energia elétrica. Grande dissipação de calor. Intensidade do campo

		limitada. Baixa relação sinal-ruído.
Eletroímãs supercondutores	Boa qualidade de imagem gerada. Magneto pode ser desligado eventualmente. Permite realização de espectroscopia. Elevada densidade de fluxo do campo magnético.	Custo elevado. Sistema de refrigeração muito complexo. Alta rejeição do paciente quanto ao posicionamento.

As bobinas

As bobinas são dispositivos construídos a partir de fios condutores enrolados que, ao serem percorridos por uma corrente elétrica, criam um campo magnético cujas linhas de força passam em seu interior. A figura 6.11 apresenta o aparecimento de um campo magnético em torno de um condutor devido à passagem de corrente elétrica, e o princípio de funcionamento de uma bobina ao ser alimentada por uma fonte de energia em corrente contínua.

A Lei de Ampère diz que todo condutor percorrido por uma corrente elétrica cria em torno de si um campo magnético cujo sentido de circulação de suas linhas de força é dado pela regra do abraço com a mão direita. Ao associar vários condutores enrolados na forma de uma bobina, o campo magnético resultante é dado pelo somatório dos campos magnéticos individuais, através da resultante B, conforme ilustra a figura 6.11.

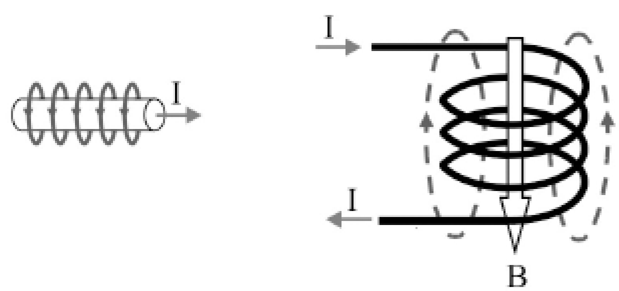


Figura 6.11 – Campo magnético gerado pela alimentação de uma bobina

No aparelho de IRM existe uma série de bobinas que têm o objetivo de criar pequenos campos magnéticos, bem menos intensos que o campo magnético principal criado pelo magneto, com objetivos diversos.

Bobinas de homogeneidade

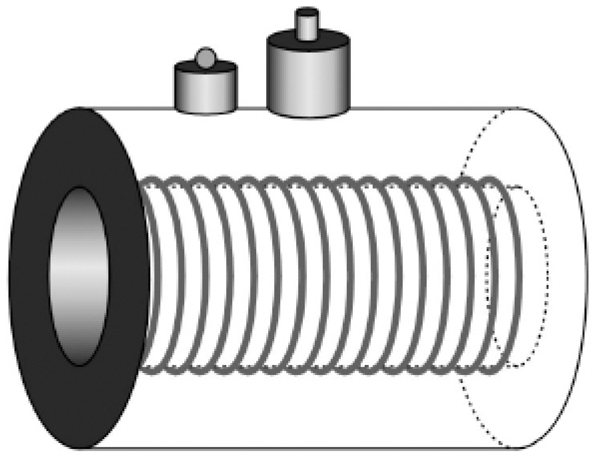


Figura 6.12 – Posicionamento das bobinas de homogeneidade no magneto supercondutor

As bobinas de homogeneidade são bobinas eletromagnéticas menores utilizadas para homogeneizar o campo magnético no interior do magneto. Seu objetivo é corrigir distorções do campo magnético principal, sendo possível fazer a sintonia fina desse campo. Esse conjunto de bobinas está disposto ao longo do "túnel" – abertura do magneto em que é colocado o paciente. A figura 6.12 apresenta o posicionamento das bobinas de homogeneidade ao longo da abertura de posicionamento de paciente, no interior do magneto.

Bobinas de gradiente

As bobinas de gradiente são bobinas que geram campos magnéticos com o objetivo de variar o campo magnético principal de forma deliberada nas direções dos três eixos cartesianos X, Y e Z, os quais correspondem a profundidade, altura e comprimento, respectivamente. A figura 6.13 apresenta a localização das bobinas de gradiente posicionadas no interior da estrutura do magneto. Essas bobinas são ligadas e desligadas durante o processo de aquisição de imagens, e sua principal função é variar o campo magnético principal para localização espacial do sinal. Na figura 6.13 também são vistos os três eixos de coordenadas cartesianas, onde X representa o eixo de profundidade (ântero-posterior), Y o eixo da altura (súpero-inferior) e Z o eixo

da largura (direita-esquerda). O campo magnético principal gerado pelo magneto está na direção do eixo Z.

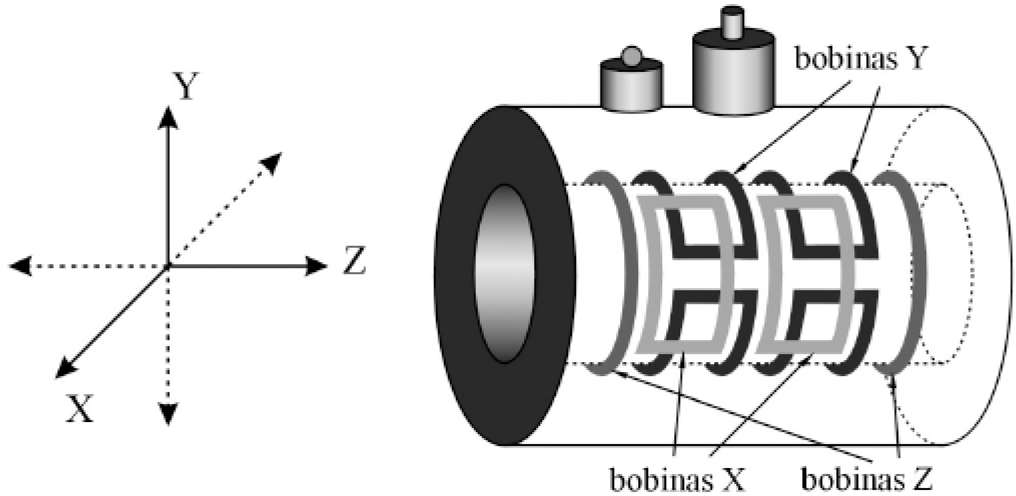


Figura 6.13 – Posicionamento das bobinas de gradiente no magneto supercondutor

As bobinas de gradiente X e Y são constituídas de dois pares distintos e apresentam um formato de sela. As bobinas Z têm o mesmo formato da abertura do magneto, assim como as bobinas de homogeneidade.

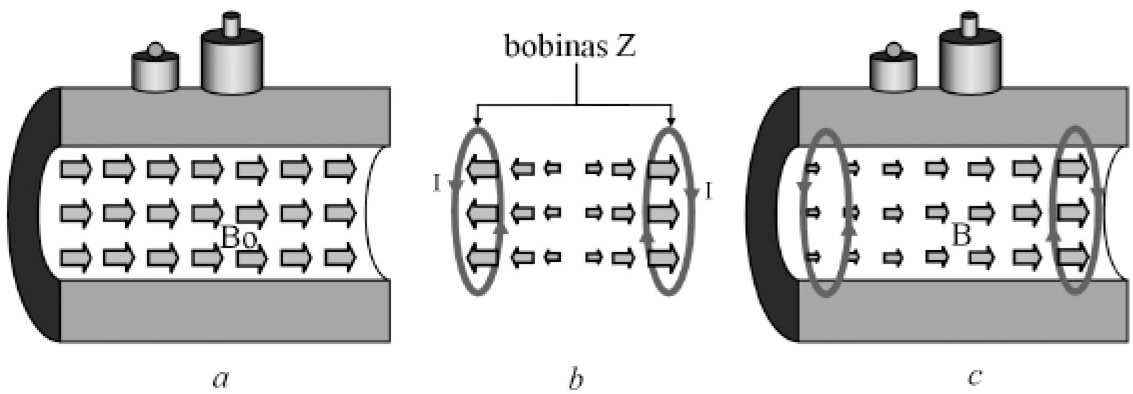


Figura 6.14 – Campo magnético resultante da associação do CM principal B_O e do CM gerado pelas bobinas de gradiente Z B_Z: campo magnético principal (*a*), campo magnético gerado pelas bobinas de gradiente Z (*b*), e campo magnético resultante (*c*)

A figura 6.14 ilustra a formação de um gradiente de campo magnético no interior do magneto. O magneto associado às bobinas de homogeneidade gera o campo magnético principal B_o, homogêneo. Quando as duas bobinas de

gradiente do eixo Z são alimentadas, com correntes elétricas circulando em sentidos contrários, provocam o aparecimento do campo magnético B_z, de valor zero, no centro do magneto, crescendo em direção às suas extremidades. No interior do magneto, a associação dos campos B_o e B_z faz surgir um gradiente no campo magnético resultante, tornando-o mais fraco em uma extremidade e mais forte na outra, conforme apresenta a imagem (*c*).

O mesmo processo pode ser controlado para os demais eixos pela alimentação das bobinas X e Y. Como as bobinas de gradiente geram um campo magnético de pequena intensidade, se comparada com intensidade do campo magnético principal B_o; a variação do campo entre as duas extremidades é muito pequena.

Bobinas de radiofrequência

As bobinas de radiofrequência são utilizadas para gerar e receber os sinais que dão origem às imagens. Essas bobinas funcionam como antenas emissoras e receptoras, e podem cumprir essa função sendo transmissoras, receptoras, ou transmissoras e receptoras. As bobinas transmissoras enviam os sinais de radiofrequência através de uma sequência de pulsos periódicos, de acordo com o plano de corte que contém os átomos que se deseja excitar.

As bobinas receptoras captam o sinal emitido pelos tecidos em resposta ao sinal enviado pelas bobinas transmissoras. Há bobinas receptoras de vários tamanhos e formatos: elas podem ser grandes, como as bobinas de corpo inteiro, ou pequenas, como as bobinas de superfície.

As bobinas de superfície, transmissoras e receptoras, executam tanto a função de transmitir o sinal como de receber sua resposta. Elas normalmente são utilizadas para geração de imagens de extremidades, como o joelho, o punho, a cabeça etc., e têm formatos diferentes de maneira a adaptar-se à anatomia da região que se quer registrar. As bobinas menores são colocadas o mais próximo possível da região de interesse e, nesses casos, possibilitam a geração de imagens mais detalhadas que as bobinas de corpo.

Existe uma série de bobinas com formatos diferentes para geração de imagens de partes específicas, conforme ilustra a figura 6.15. As bobinas do

tipo sela normalmente são usadas para imagens de joelho e apresentam melhor homogeneidade na recepção do sinal de RF da área de interesse que as bobinas de superfície comuns. São utilizadas como bobinas de volume.

As bobinas de RF do tipo Helmholtz consistem de duas bobinas circulares paralelas, como as bobinas de gradiente Z. São utilizadas para geração de imagens de pelve e coluna cervical. As bobinas de RF do tipo gaiola são muito utilizadas para geração de imagens da cabeça; são, dentre todas as bobinas receptoras, as que apresentam melhor homogeneidade na recepção do sinal de RF.

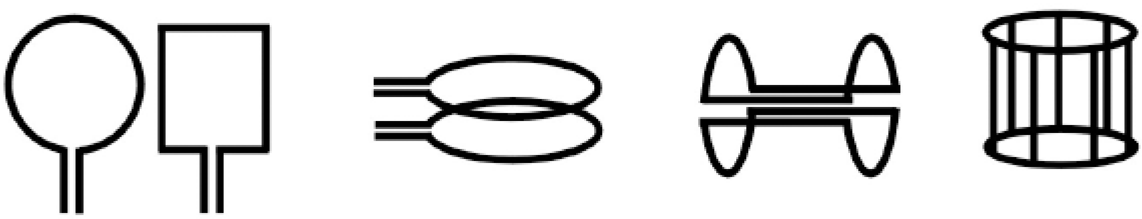


Figura 6.15 – Modelos de bobinas móveis de RF

O sistema de processamento de dados e imagens

O sistema de processamento de dados e geração de imagens é o sistema computacional utilizado para processar e armazenar dados e reconstruir imagens. Deve ter alta velocidade de processamento e grande capacidade de armazenamento, uma vez que a quantidade de dados armazenados para a geração de imagens é muito grande. É por meio desse sistema computacional que se realiza todo o controle do processo de aquisição e geração da imagem, e a programação das rotinas a serem desenvolvidas no decorrer do mesmo.

A figura 6.16 apresenta um diagrama esquemático simplificado do processo de aquisição de dados num aparelho de ressonância magnética pelo qual se pode ter ideia dos controladores principais desse sistema. A região tracejada define a parte dos equipamentos que ficam na sala de aquisição. Essa sala está envolvida em uma gaiola de Faraday que faz o isolamento da propagação dos sinais de RF para o meio externo e impede que sinais externos penetrem na

sala interferindo no sinal utilizado para geração da imagem. Os demais equipamentos são instalados na sala de controle.

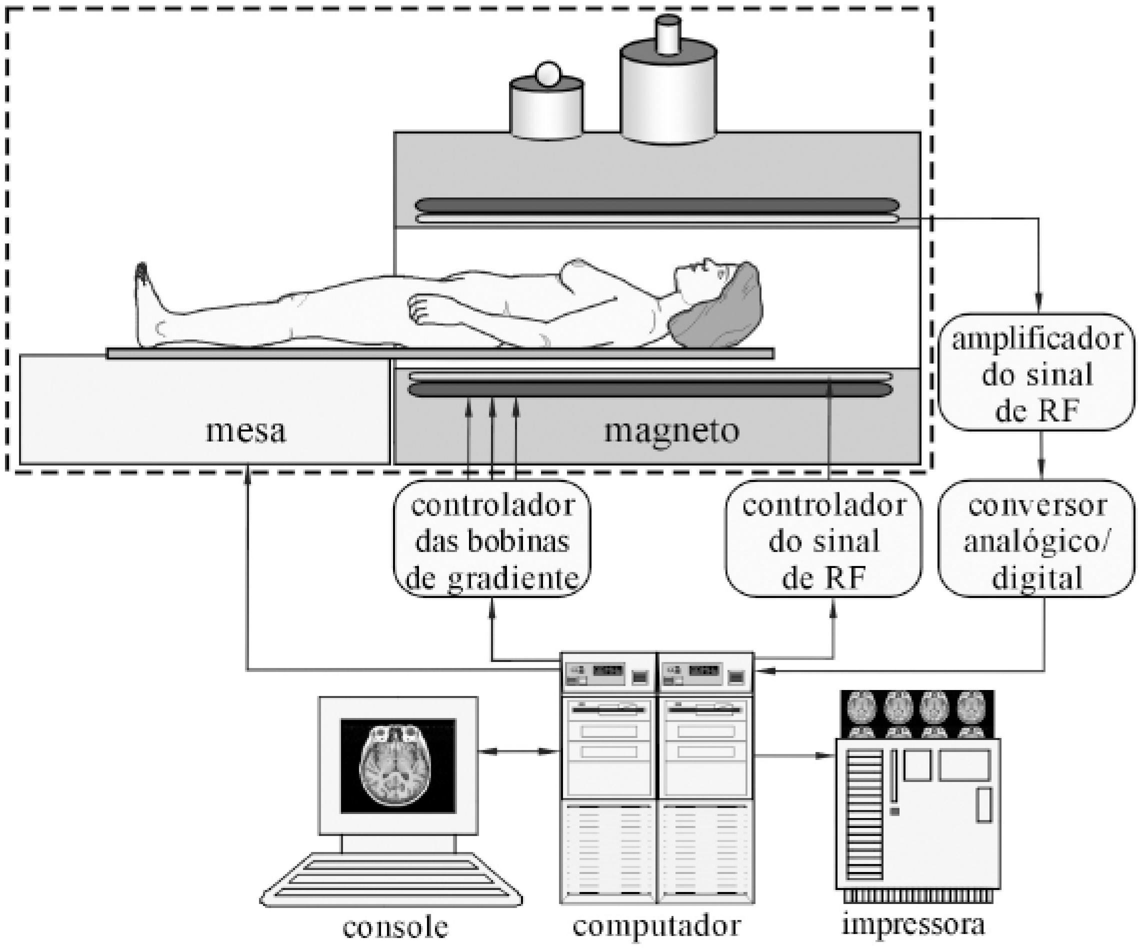


Figura 6.16 – Diagrama de blocos do sistema de processamento

O paciente é posicionado no interior do magneto, dentro do campo magnético fixo B_o, com auxílio de um controle para deslocamento da mesa na qual está acomodado. A programação da aquisição é toda feita por meio do computador. Ao se programar uma aquisição de imagens, o computador envia um comando ao controlador de bobinas de gradiente que as alimenta para que o gradiente do campo principal B_o se realize na direção e sentido desejados. Em seguida, envia um comando para que o controlador do sinal de RF emita, através das bobinas transmissoras de RF, uma sequência de sinais na faixa de frequência correspondente à frequência de Larmor dos núcleos que se deseja

excitar. Os núcleos são excitados armazenando parte da energia do sinal de RF. O computador atua no controlador das bobinas de gradiente de maneira a codificar o sinal dos núcleos excitados. Ao perderem a energia armazenada, os núcleos excitados enviam um sinal de RF para o meio externo, o qual é captado pelas bobinas de RF receptoras. Esse sinal é amplificado, convertido em um sinal digital, e enviado ao computador.

A partir do sinal digital recebido das bobinas de RF receptoras, o computador faz a decodificação do sinal convertendo essas informações em uma imagem digital. As entradas dos dados e parâmetros para gerar a aquisição são feitas pelo operador através da console, por onde é feita a seleção do protocolo específico de acordo com a hipótese diagnóstica do paciente. A imagem construída pelo computador é apresentada no vídeo da console. Após a aquisição de muitas imagens se faz a seleção de um grupo que melhor represente as estruturas observadas de modo a ilustrar o laudo do exame. Depois de organizadas, as imagens selecionadas são enviadas a uma impressora que faz o registro em filme radiográfico ou papel. As imagens também podem ser arquivadas em mídia digital: CD, DVD, disco magnético ou óptico.

Aparelhos de IRM de campo aberto

Os aparelhos de IRM de campo aberto, quando comparados aos aparelhos de IRM convencionais, oferecem um espaço maior para posicionamento do paciente. Essa arquitetura minimiza a sensação de claustrofobia devida ao confinamento requerido pelos aparelhos de campo fechado. Como a aquisição de imagens requer um tempo consideravelmente longo nos aparelhos de IRM, esse tipo de intercorrência devido à claustrofobia não pode ser negligenciado quando se faz comparação com outras técnicas geradoras de imagens diagnósticas.

A possibilidade de maior espaço de posicionamento do paciente sem a sensação de confinamento é de grande importância para os pacientes pediátricos, os quais necessitam de sedação para se submeter a exames nos aparelhos convencionais. Outra grande vantagem apresentada pelos aparelhos

de campo aberto é o atendimento de demandas vinculadas a pacientes obesos, os quais, devido à limitação da abertura do magneto dos aparelhos convencionais, não podiam usufruir do diagnóstico por IRM por não poderem ser introduzidos no interior do magneto.

Além da diferença do espaço destinado ao paciente, outro fator importante na comparação dos dois tipos de aparelhos de IRM, convencional e de campo aberto, está no valor do campo magnético principal. Os aparelhos de campo aberto apresentam campos magnéticos com uma menor densidade de fluxo que aquelas apresentadas pelos sistemas convencionais de IRM, entre 0,2 e 0,7T. Por essa razão, esses aparelhos apresentam mais limitações quanto às aplicações em relação àqueles. As imagens geradas nos aparelhos de IRM de campo aberto melhoraram muito, podendo até ser comparadas em qualidade com as imagens geradas nos aparelhos convencionais, de campo fechado.

Se anteriormente os aparelhos de campo aberto eram destinados à geração de imagens de pacientes pediátricos e pacientes adultos que sofriam de claustrofobia e não podiam ser sedados para se submeter às aquisições em aparelhos convencionais, nos dias atuais essa realidade mudou muito. Os novos aparelhos de RM de campo aberto tiveram uma melhora considerável na qualidade da imagem. Apesar de em alguns casos ser necessário um tempo maior para aquisição das imagens, o paciente sofre menos estresse na obtenção de uma imagem com qualidade compatível. O posicionamento do paciente é facilitado e suas aplicações têm sido ampliadas nas imagens ortopédicas. As sequências de aquisição que utilizam a ponderação em T2 apresentam um tempo de varredura muito curto, e as sequências de recuperação com inversão (STIR) permitem uma boa diferenciação entre a massa branca e a massa cinzenta do tecido cerebral.

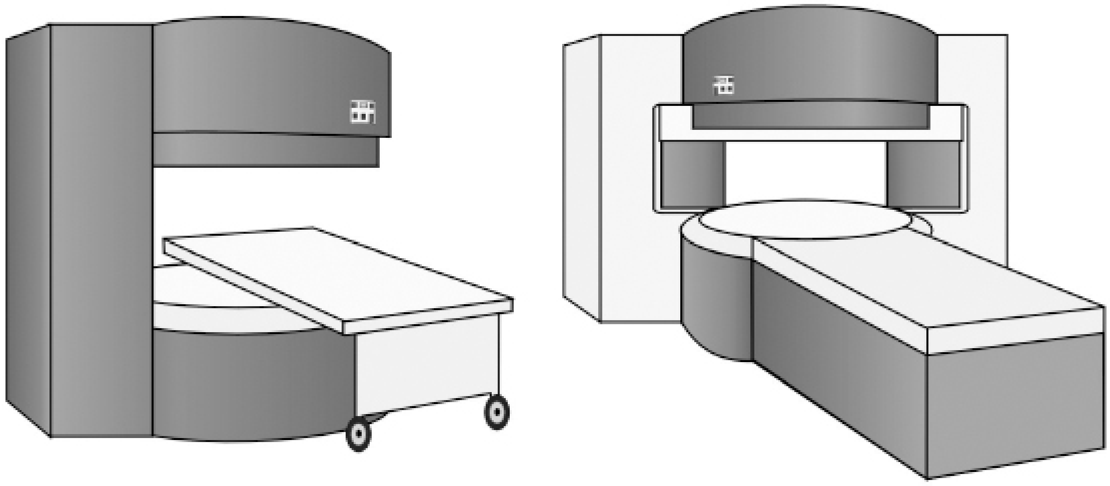


Figura 6.17 – Arquiteturas típicas dos aparelhos de IRM de campo aberto

Os aparelhos de IRM de campo aberto facilitam muito a geração de imagens de crianças, pois possibilitam a presença de um dos pais acompanhando o processo de aquisição. Na maioria dos casos, o acompanhante pode, sem maior problema, ficar segurando na mão da criança durante a aquisição das imagens. Assim, além das aplicações ortopédicas e pediátricas, os aparelhos de IRM com campo magnético aberto possibilitam a geração de contraste entre tecidos de tal qualidade que já é possível diagnosticar pequenos infartos cerebrais e presença de massas encefálicas, entre outras patologias.

A figura 6.17 apresenta as duas arquiteturas básicas de aparelhos de IRM de campo aberto. Tais aparelhos podem utilizar magnetos de imã permanente ou eletromagnetos supercondutores, sendo que os aparelhos com magnetos de imã permanente têm seu valor de campo limitado a 0,35T. Outra característica importante desses aparelhos de campo aberto é que o campo magnético principal fica alinhado com o eixo Y, diferentemente dos aparelhos de magneto fechado, em que o campo magnético principal está alinhado com o eixo Z.

6.9 Geração de dados

O aparelho de ressonância magnética para a geração de imagens clínicas utiliza o átomo de hidrogênio como fonte de geração de dados. O átomo de

hidrogênio é escolhido por ser o átomo que aparece em maior quantidade no organismo humano devido, principalmente, à abundância da molécula de água (H_2O) e da grande quantidade deste átomo contida no tecido adiposo. O hidrogênio é responsável por cerca de 10% da massa corporal, correspondendo a quase 63% dos átomos que compõem o corpo humano. O fato de o núcleo ^1H ser o mais abundante entre os núcleos de hidrogênio existentes na atmosfera – cerca de 99,985% do total – e possuir spin resultante, determina a escolha desse núcleo para geração de imagens humanas. Assim, todos os parâmetros do aparelho são voltados para observar o comportamento desse núcleo. Diferentemente dos outros métodos de geração de imagem diagnóstica, a IRM depende de muitas variáveis para a obtenção de contraste, tais como: densidade de núcleos de hidrogênio, tempos de relaxamento, efeitos de fluxos, efeitos de difusão e efeitos devido à suscetibilidade magnética.

Densidade de núcleos ^1H

A densidade de núcleos ^1H é um fator a ser observado e muito comumente denominado "densidade de prótons". No entanto, cabe ressaltar que os únicos prótons utilizados para a geração de imagem em RM são os prótons dos núcleos ^1H. A maioria dos prótons existentes no objeto – todos aqueles pertencentes a outros núcleos que não o ^1H – não contribui para geração da imagem em RM e, portanto, sua contribuição na densidade de prótons não tem significância.

Tabela 6.3 – Características químicas e composição da massa dos tecidos humanos

Tecido	Densidade ($g.cm^{-3}$)	Composição química percentual											
		1	6	7	8	11	12	15	16	17	19	20	26
		H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca	Fe
Adiposo	0,95	11,4	59,8	0,7	27,8	0,1	-	-	0,1	0,1	-	-	-
Cérebro	1,06	10,7	14,5	2,2	71,2	0,2	-	0,4	0,2	0,3	0,3	-	-
Sangue	1,06	10,2	11,0	3,3	74,5	0,1	-	0,1	0,2	0,3	0,2	-	0,1

Muscular	1,05	10,2	14,3	3,4	71,0	0,1	-	0,2	0,3	0,1	0,4	-	-
Ósseo	1,60	5,0	21,2	4,0	43,5	0,1	0,2	8,1	0,3	-	-	17,6	-
Retina	1,02	10,6	31,5	2,4	54,7	0,1	-	0,2	0,2	0,1	0,2	-	-
Pele	1,09	10,0	20,4	4,2	64,5	0,2	-	0,1	0,2	0,3	0,1	-	-

Fonte: Mourão (2008).

A maior concentração dos núcleos ^{1}H ocorre na molécula de água e nas moléculas de gordura. Por essa razão, a intensidade do sinal enviado a partir dos tecidos moles não é muito variável em função de pequena variação da densidade de núcleos de ^{1}H, pois são abundantes na água ou na gordura. A variação desse fator só é significativa ao se comparar os tecidos moles com o tecido ósseo; conforme observado nos dados contidos na tabela 6.3. Nessa tabela encontram-se os principais elementos que compõem os tecidos humanos com o percentual da massa a que correspondem. Para os tecidos moles contidos na tabela, a participação dos átomos de hidrogênio está entre 10 e 11% do total da massa do tecido, ou seja, valores muito próximos, ao passo que para o osso cortical eles são responsáveis por menos da metade desse percentual.

É ainda importante salientar que, apesar dos átomos de oxigênio contribuírem com o maior percentual de massa dos tecidos apresentados, a massa atômica do oxigênio (15,999u) é cerca de 16 vezes maior que a massa atômica do hidrogênio (1,00797u), o que significa que os tecidos moles possuem cerca de 2,3 átomos de hidrogênio para cada átomo de oxigênio. Além disso, o núcleo ^{16}O é o mais abundante (99,76%) dos núcleos de oxigênio e não possui spin resultante, o que torna o oxigênio um elemento inexpressivo para geração de imagens em RM.

Tempos de relaxamento

Quando submetidos ao campo magnético principal, os átomos de hidrogênio são orientados para uma resultante magnética M_o, no mesmo sentido do campo magnético. No equipamento de IRM de magneto fechado,

essa resultante está orientada para o eixo Z. Após a aplicação do sinal de RF, denominado RF90°, com a frequência de Larmor adequada para o ^{1}H, os spins nucleares do hidrogênio rapidamente têm seu vetor resultante orientado para o plano XY, perpendicular ao eixo Z. A figura 6.18 apresenta a localização espacial dos planos XY perpendiculares ao eixo Z, dos planos YZ perpendiculares ao eixo X e dos planos XZ perpendiculares ao eixo Y.

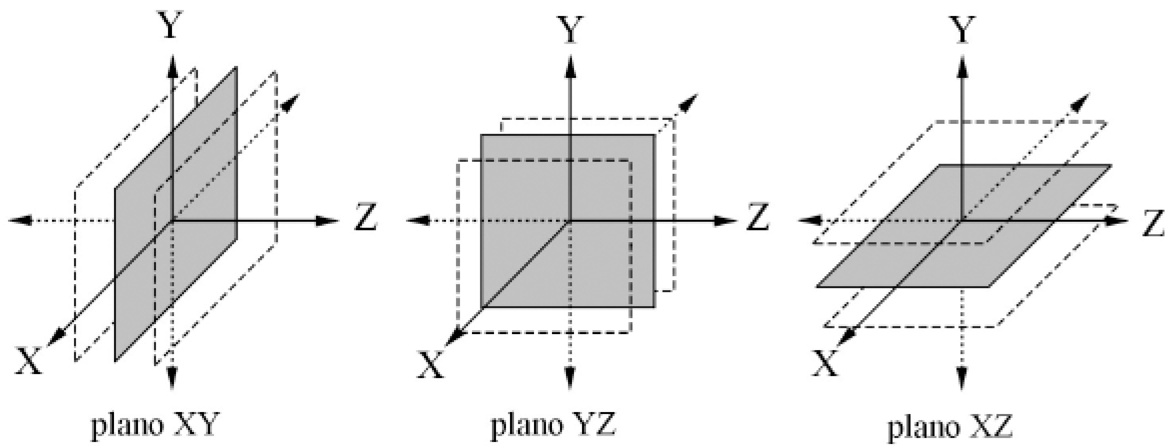


Figura 6.18 – Planos orientados pelos eixos cartesianos tridimensionais

O tempo necessário para a reorientação do vetor resultante dos spins nucleares para o eixo Z, a partir do sinal de RF90°, é denominado "tempo de relaxamento". A figura 6.19 ilustra o comportamento do vetor M_{xy} desde seu aparecimento até o seu completo desaparecimento. No instante inicial t_o, logo após o sinal de RF90°, todos os vetores dos spins nucleares ressonantes se direcionam num mesmo sentido do plano XY, aqui representados por três vetores: *a*, *b* e *c*. Após um determinado tempo, os vetores *a*, *b* e *c* já apresentam perda de coerência de fase e precessam de maneira independente, tornando o módulo do vetor M_{xy} resultante menor (t_1). Quando a coerência de fase dos três vetores é totalmente perdida, o módulo do vetor resultante M_{xy} é igual a zero, no instante t_2.

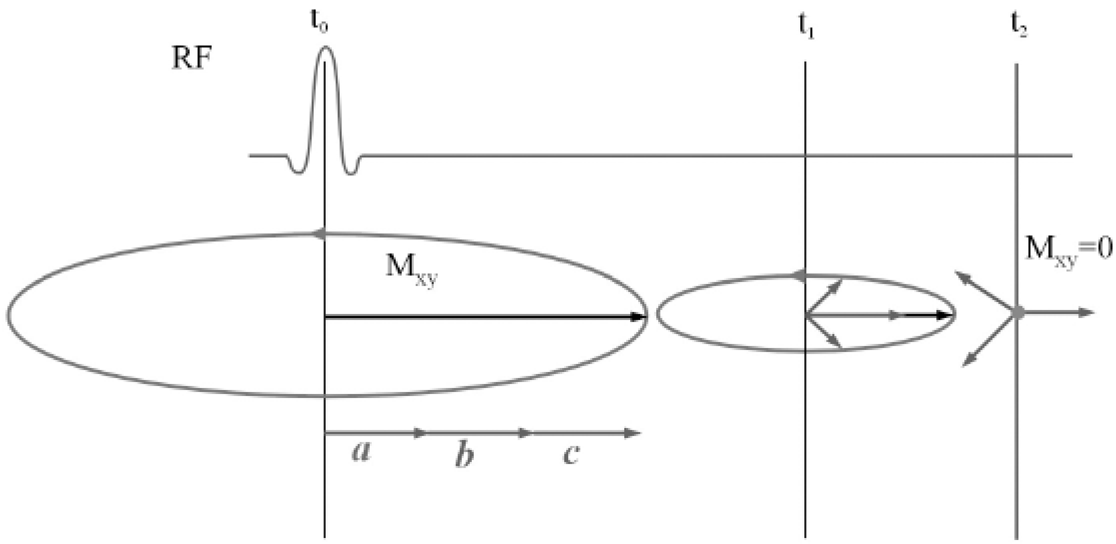


Figura 6.19 – Desaparecimento da resultante magnética giratória M_{xy}

Como o vetor M_{xy} está girando no plano XY, após o desaparecimento do sinal de RF90°, a cada volta que dá em torno do eixo Z, ele apresenta um módulo menor, sendo que esse decaimento do vetor M_{xy} pode ser representado como uma função senoidal decrescente. A figura 6.20 apresenta os gráficos de decaimento do vetor M_{xy} a partir da ocorrência do sinal de RF90°, que gera seu valor máximo a partir do qual começa a decair. O sinal emitido durante o desaparecimento de M_{xy} é denominado FID (*Freely Induction Decay*). Observando-se as cristas da senoide, pode-se traçar o decaimento do sinal até zero. A cada rotação, o vetor M_{xy} está menor devido à perda de coerência de fase dos spins nucleares que o compõem. O sinal FID tem a mesma frequência de rotação do vetor, ou seja, a frequência de Larmor.

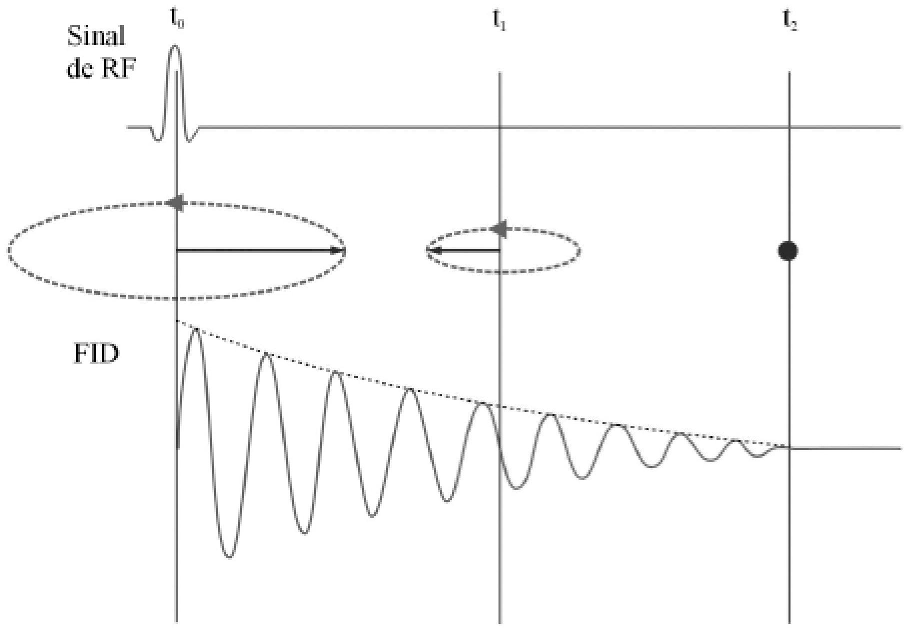


Figura 6.20 – Sinal FID emitido durante o decaimento da resultante magnética M_{xy}

Tempo de relaxamento T1

O tempo de relaxamento T1, também conhecido como "tempo de relaxamento spin-Lattice", está associado à recuperação da resultante magnética M_z após a emissão do sinal de RF90º, sendo o tempo necessário para que a resultante magnética dos spins nucleares retorne a orientar-se para o eixo Z e tenha, aproximadamente, 63% do seu valor máximo. Esse tempo está associado ao tempo necessário para que os spins devolvam ao meio a energia que absorveram do sinal de RF90º, voltando ao seu estado de menor energia conhecido como "tempo de relaxamento total".

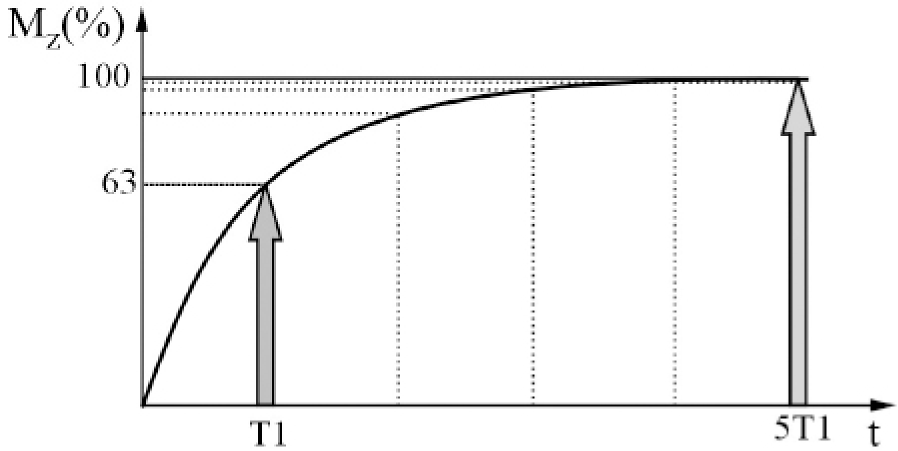


Figura 6.21 – Gráfico de regeneração da resultante magnética M_Z com marcação de T1

A figura 6.21 apresenta o comportamento da resultante magnética na direção do eixo Z após o sinal de RF90°. Após duas vezes o tempo T1, o módulo da resultante magnética M_z tem 86% do seu valor máximo; após três vezes, T1 tem cerca de 95%; e após cinco vezes, T1, o vetor resultante M_z tem praticamente o seu valor máximo. Por isso, depois de um tempo de três a cinco vezes T1, os spins podem ser considerados em relaxamento.

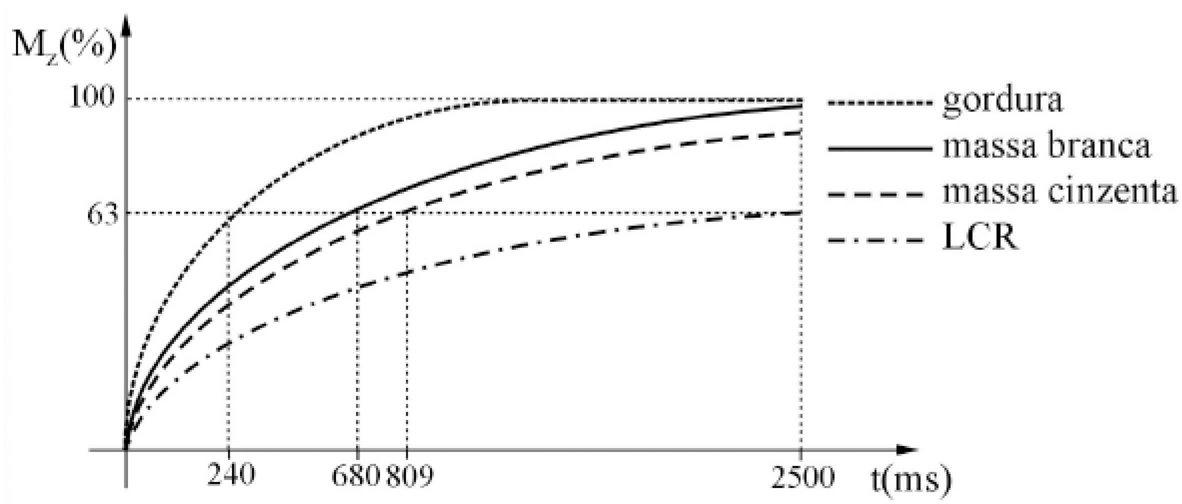


Figura 6.22 – Curvas de recomposição de M_Z com marcação de T1 para diferentes tecidos

O tempo de relaxamento T1 é específico para cada tipo de tecido, uma vez que o comportamento dos spins do hidrogênio-1 está também associado ao ambiente macromolecular no qual o átomo se encontra. Assim, existem

tecidos com tempos T1 maiores ou menores. A figura 6.22 apresenta curvas de comportamento de alguns tecidos humanos no processo de reconstituição da resultante magnética M_z após a emissão do sinal de RF90º quando submetidos a um campo magnético de 1T.

A tabela 6.4 apresenta valores de T1, medidos em milissegundos (ms), de alguns tecidos quando submetidos a campos magnéticos de diferentes intensidades. Quanto mais intenso o campo magnético no qual o tecido está imerso, maior o tempo de relaxamento T1 e, consequentemente, o seu tempo de relaxamento total. Um mesmo tecido submetido a um campo de 2T apresenta tempo de relaxamento total maior do que quanto submetido a um campo de 1T.

Tabela 6.4 – Valores típicos de T1(ms) para diferentes campos magnéticos

Tecido	Campo magnético		
	0,2T	**1,0T**	**1,5T**
Músculo	370	730	860
Massa branca	390	680	780
Massa cinzenta	490	809	920
LCR	1.400	2.500	3.000

Tempo de relaxamento T2

O tempo de relaxamento T2, também conhecido como "tempo de relaxamento spin-spin", está associado ao desaparecimento da resultante magnética M_{xy} após a emissão do sinal de RF90° e corresponde ao tempo necessário para que a resultante magnética dos spins nucleares orientada para o plano XY tenha o seu módulo reduzido para aproximadamente 37% do seu valor máximo, ou seja, o tempo necessário para que a resultante magnética M_{xy} decaia de 63%, a partir da emissão do sinal de RF90°.

Para um tempo de cinco vezes T2, a resultante M_{xy} corresponde a 0,007% de seu valor máximo, ou seja, praticamente desapareceu. Portanto, o tempo de

T2 corresponde a aproximadamente um quinto do tempo necessário para que a resultante magnética M_{xy} desapareça.

A figura 6.23 apresenta o gráfico do decaimento da resultante magnética M_{xy} após a emissão do sinal de RF90° até o seu completo desaparecimento, com a marcação do tempo de relaxamento T2. Após duas vezes o tempo de T2, o módulo da resultante magnética M_{xy} tem 13,5% do seu valor máximo; após três vezes T2, tem cerca de 5%; e após cinco vezes T2, o vetor resultante M_{xy} tem seu módulo praticamente igual a zero. Como se pode constatar, o tempo de relaxamento T2 está relacionado ao desaparecimento da resultante magnética transversal M_{xy}. Como o desaparecimento de M_{xy} ocorre antes da recomposição de M_z, o tempo de relaxamento T2 é sempre menor que o tempo de relaxamento T1, estando numa faixa entre 10 e 20% do valor de T1 para a maioria dos tecidos humanos.

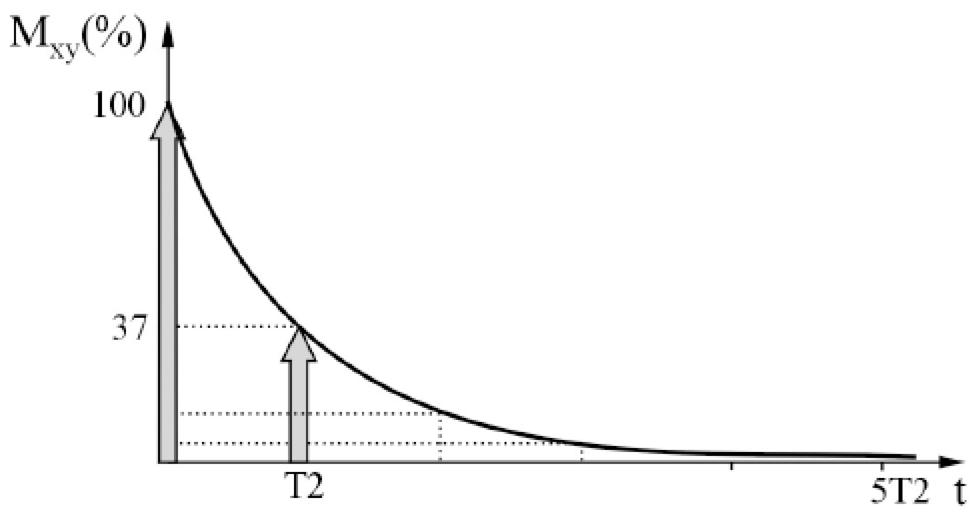


FIGURA 6.23 – Gráfico de desaparecimento da resultante magnética M_{xy} com marcação de T2

O tempo de relaxamento T2 é específico para cada tipo de tecido, uma vez que o comportamento dos spins do hidrogênio-1 está também associado ao ambiente macromolecular no qual o átomo se encontra. Assim, existem tecidos com tempos T2 maiores ou menores. A figura 6.24 apresenta o comportamento de alguns tecidos humanos no processo de desaparecimento

da resultante magnética M_{xy} imediatamente após a emissão do sinal de RF90°, quando submetidos a um campo magnético de 1T.

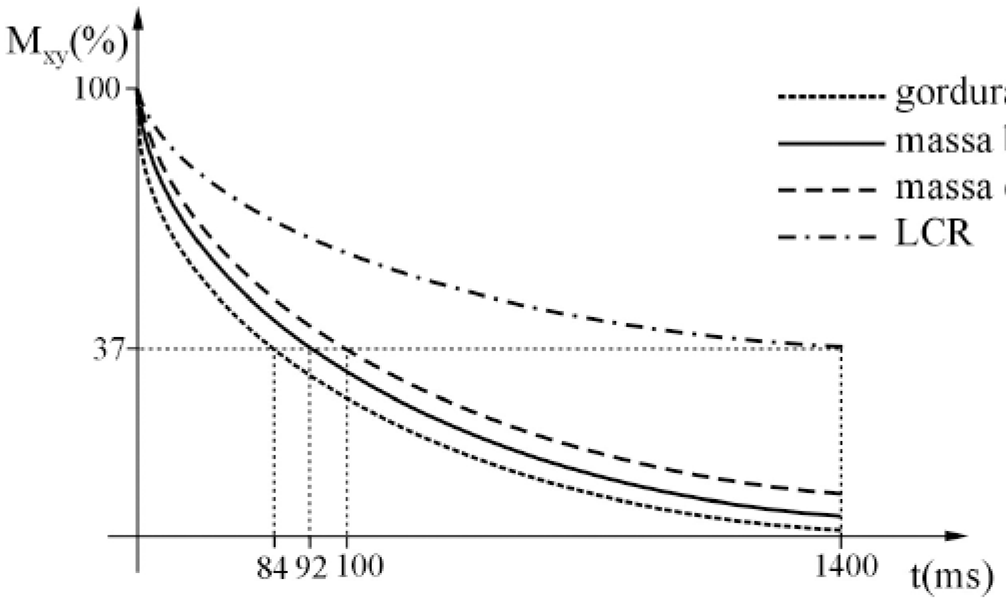


Figura 6.24 – Curvas de desaparecimento da resultante magnética M_{xy} com marcação de T2

A tabela 6.5 apresenta valores típicos de T2, medidos em milissegundos, para alguns tecidos quando submetidos a um campo magnético de 1T.

Tabela 6.5 – Valores típicos de T2 para um campo de 1T

Tecido	T2(ms)
Gordura	84
Músculo	45
Massa branca	92
Massa cinzenta	100
LCR	1.400

A obtenção do contraste por T1 e T2

A imagem diagnóstica é baseada no contraste existente entre um tecido e os tecidos à sua volta. Diferentemente da TC, em que o aparecimento da

imagem está relacionado principalmente à densidade de elétrons do material, uma vez que os raios X interagem com a camada eletrônica dos átomos, as imagens de RM dependem de muitas variáveis. O reconhecimento dos diferentes tecidos e de patologias só é possível através do contraste, que é definido pelas variações na intensidade do sinal emitido pelos tecidos. Assim, tecidos que emitem um sinal forte aparecem claros na imagem, tecidos que emitem um sinal fraco ficam escuros, e sinais intermediários ficam cinza.

A diferença entre os tempos de relaxamento dos tecidos é o principal fator gerador de contraste entre tecidos nas imagens por RM. Apesar da densidade de núcleos de ^{1}H ser praticamente igual nos tecidos moles – o que resultaria numa intensidade de sinal semelhante – devido às acentuadas diferenças nos valores de T1 e T2 para os tecidos moles, é possível obter contraste entre esses tecidos.

O tempo de T1 e de T2 é específico para cada tipo de tecido, uma vez que o comportamento dos spins do hidrogênio-1 está associado ao ambiente macromolecular no qual o átomo se encontra. Não existe uma correlação direta entre os tempos de relaxamento T1 e T2. Tecidos que apresentam tempos T1 grandes podem apresentar T2 pequenos, médios ou grandes, na faixa de tempo de T2, e vice-versa. Pela tabela 6.6 é possível comparar as diferenças entre os tempos de relaxamento T1 e T2 para alguns tecidos humanos quando submetidos a um campo magnético de 1T.

A intensidade de um sinal de RM gerado por um determinado tecido depende do pulso de RF, como também de T1 e T2. No processo diagnóstico, a sensibilidade da IRM é baseada na diferença entre as constantes de relaxamento T1 e T2 do tecido sadio em relação ao tecido alterado. A diferença entre as densidades de prótons dos tecidos é também fator para a geração de contrastes. Regiões com menor densidade de prótons são mais escuras que as que possuem maior densidade, mesmo que apresentem condições de relaxamento semelhantes.

Tabela 6.6 – Valores típicos de T1 e T2

Tecidos	T1(ms)	T2(ms)

Gordura	240	84
Músculo	730	45
Massa branca	680	92
Massa cinzenta	809	100
LCR	2.500	1.400

O decaimento apresentado na curva em que aparece a marcação de T2 corresponde ao desaparecimento do sinal de FID, o qual está relacionado ao desaparecimento do vetor M_{xy}. No espaço de tempo entre o desaparecimento de M_{xy} e a reconstrução de M_z, o vetor resultante M descreve uma trajetória espiral em torno do eixo Z, e é nesse tempo que é adquirido o sinal de RM que vai gerar a imagem diagnóstica.

O sinal de RM é adquirido pelo princípio da indução magnética. O valor da tensão induzida no condutor está associado à variação do campo magnético: quanto maior a variação, maior o valor da tensão induzida. A utilização de bobinas permite aumentar a tensão induzida, pois a tensão total entre os terminais da bobina é o somatório das tensões individuais de cada uma de suas espiras. Como o sinal apresenta um valor de tensão muito pequeno, utiliza-se uma bobina com várias espiras para que o valor da tensão induzida seja maior. As bobinas utilizadas para captar esses sinais são as bobinas de RF receptoras.

Como os tecidos apresentam valores de T1 e T2 diferentes, o sinal enviado por cada estrutura anatômica apresenta valor diferente. Quanto maior o sinal, mais ressonante é o tecido e mais claro ele se apresenta na imagem. Em função dessas considerações é que se pode fazer uma ponderação do sinal em tempos de aquisição, que podem ter valores que variam desde o tempo médio de T2, para os tecidos do corpo humano, até os valores próximos de T1.

Os sinais gerados nas bobinas receptoras são muito tênues e sofrem grande influência de ruídos. Para melhorar a qualidade do sinal gerador da imagem, o processo de envio do sinal de RF e recepção do sinal gerador da imagem é repetido várias vezes. Como o ruído é um sinal intermitente, ele aparece de forma diferente nos diversos sinais recebidos. Através da comparação entre os sinais recebidos é possível retirar o sinal de ruído, melhorando as informações

recebidas dos tecidos. Esse processo de repetição do envio e recepção do sinal é denominado "sequência". Para a geração de uma sequência de sinais são definidos dois parâmetros:

1) o tempo de eco (TE), que é o tempo entre o envio do sinal de RF e o momento da captação do sinal enviado pelos tecidos, e

2) o tempo de repetição (TR), que é o tempo necessário para repetir o sinal de RF para gerar novamente o sinal de resposta a ser comparado. A tabela 6.7 apresenta um resumo dos valores de TE e TR para diferentes sequências de aquisição de dados.

Tabela 6.7 –Comparação de TE e TR para diferentes aquisições

Sequência	TE	TR
Ponderação em T1	Curto	Curto
Ponderação em T2	Longo	Longo
Ponderação por densidade de prótons	Curto	Longo

Assim, o que diferencia as sequências de aquisição dos dados geradores de imagem em relação à ponderação por T1, por T2, ou por densidade de prótons, são os valores dos tempos de eco TE e de tempo de repetição TR, curtos ou longos.

A aquisição de dados com ponderação por densidade de prótons utiliza um tempo de repetição do sinal de RF longo, entre 2.000 e 3.000ms, para minimizar os efeitos de contraste gerados pela ponderação em T1, e um tempo de eco TE curto, entre 10 e 25ms, para minimizar os efeitos de contraste gerados pela ponderação em T2. Como não existe nenhum fator gerador de contraste na imagem, o contraste gerado ocorre pela variação de densidade de prótons dos tecidos.

A figura 6.25 apresenta três imagens diagnósticas do mesmo corte sagital da região cervical produzidas em RM. Nesse corte, é possível observar as vértebras cervicais e três vértebras torácicas, a medula espinhal passando pelo interior das vértebras, e o cerebelo na base da calota craniana. Ainda é possível observar a faringe, a laringe, parte da traqueia e do esôfago, e tecido gorduroso

e muscular na região posterior. Apesar de as imagens representarem o mesmo corte anatômico, o contraste entre os tecidos apresenta diferenças consideráveis, pois a imagem (*a*) foi adquirida com ponderação em T1, a imagem (*b*) foi adquirida com ponderação em T2, e a imagem (*c*) foi adquirida com ponderação em densidade de prótons.

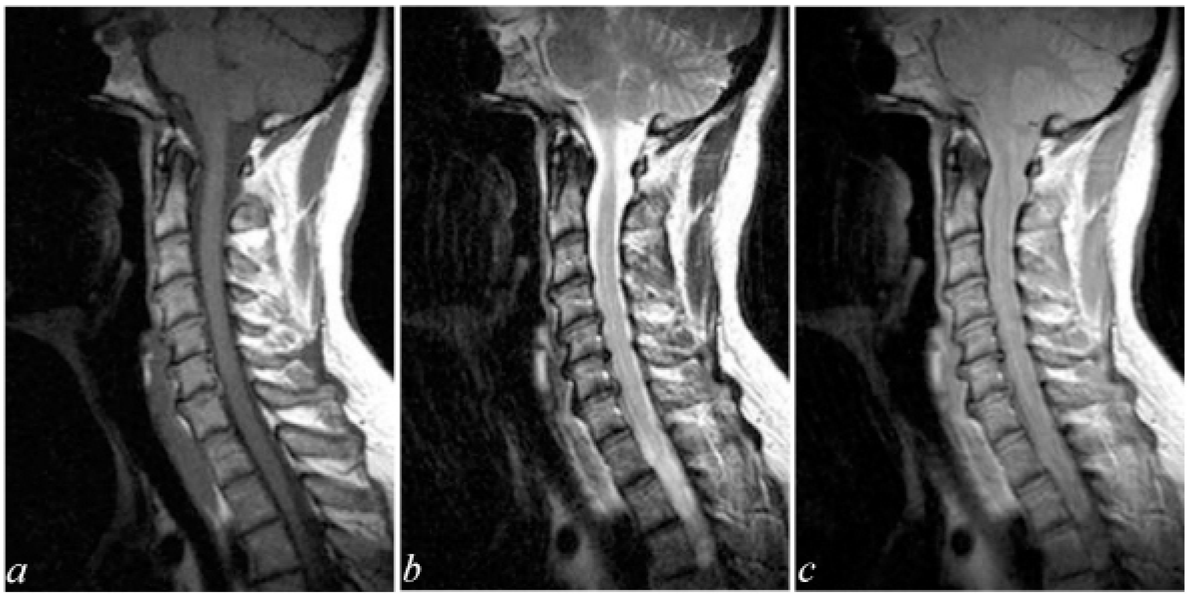


Figura 6.25 – Imagens de corte sagital da região cervical: ponderação em T1 (*a*), ponderação em T2 (*b*), ponderação em densidade de prótons (*c*)

Tabela 6.8 – Distribuição da escala cinzas em imagens tomográficas

Tecidos	T1	T2	Densidade de prótons	TC
Gordura	branco brilhante	branco brilhante	branco brilhante	cinza-escuro
Osso cortical	preto	preto	preto	branco
Osso trabecular	cinza	cinza	cinza	cinza-claro
Medula espinhal	cinza	cinza-claro	cinza-claro	cinza-escuro
LCR	cinza-escuro	cinza-claro	cinza	cinza-escuro
Músculo	cinza	cinza-escuro	cinza-claro	cinza

A distribuição da escala de cinzas nas três imagens está relacionada à intensidade do sinal emitido pelo tecido no momento em que foi captado o sinal da aquisição da imagem. A tabela 6.8 faz um resumo das características da distribuição da escala de cinzas pelos tecidos humanos de acordo com o tempo utilizado para a captação do sinal em RM (ponderado em T1, ponderado em T2 e ponderado em densidade de prótons) e com a janela de cinzas para tecidos moles em TC. Através dos dados dessa tabela se pode compreender facilmente que, devido ao contraste entre os tecidos ser diferente, esses métodos de diagnóstico por imagens permitem a obtenção de informações diferentes.

A caracterização do corte

Além da possibilidade de se terem parâmetros para obtenção de diferentes ponderações de contraste da imagem diagnóstica de um corte anatômico, é necessário fazer a seleção do plano de corte para então gerar sua imagem. Para isso, é preciso que ocorra uma codificação do sinal enviado pelos tecidos de maneira que possam ser interpretados e transformados em uma imagem diagnóstica. Existe a necessidade de codificar informações nos três eixos de coordenadas cartesianas, uma vez que a imagem gerada representa uma fatia de pequena espessura. Para a obtenção da imagem é feita a seleção do corte e, a partir daí, a codificação em dois eixos, denominadas “codificação de frequência” e “codificação de fase”, que no corte axial, estão relacionadas aos eixos X e Y.

Seleção do corte

A seleção de corte é feita de acordo com a alimentação das bobinas de gradiente. Ao se criar um gradiente no campo magnético principal, a frequência de precessão dos núcleos vai variar de acordo com a região em que se encontram no interior do magneto. Um gradiente no eixo Z promove uma variação do campo magnético e da frequência de precessão dos núcleos ao longo do eixo Z do magneto.

Em virtude do posicionamento do paciente no interior do magneto, o gradiente criado no eixo Z permite a seleção de cortes axiais. O gradiente no eixo X produz uma variação nas frequências de precessão dos núcleos ao longo do eixo X, permitindo selecionar cortes sagitais. E o gradiente no eixo Y produz uma variação nas frequências de precessão dos núcleos ao longo do eixo Y, permitindo selecionar cortes coronais, conforme ilustra a figura 6.26.

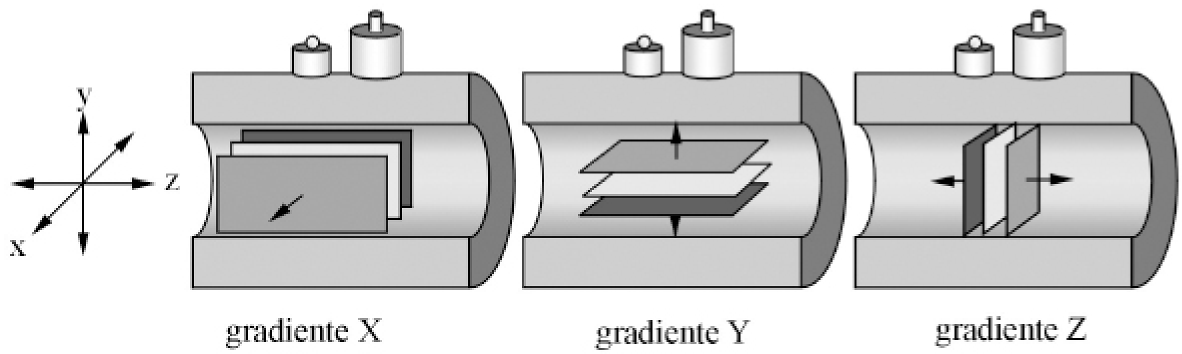


Figura 6.26 – Planos de corte definidos pelos gradientes do campo magnético

Cortes oblíquos podem ser selecionados pela alimentação simultânea de dois ou três grupos de bobinas de gradiente. Dessa forma, o eixo de variação das frequências de ressonância será deslocado espacialmente para qualquer posição, sempre passando pelo isocentro do magneto.

Após a criação do gradiente no campo principal, envia-se o sinal de RF nas frequências correspondentes às frequências de precessão dos núcleos que se deseja excitar. Os demais núcleos não são excitados por não estarem em ressonância com o sinal enviado.

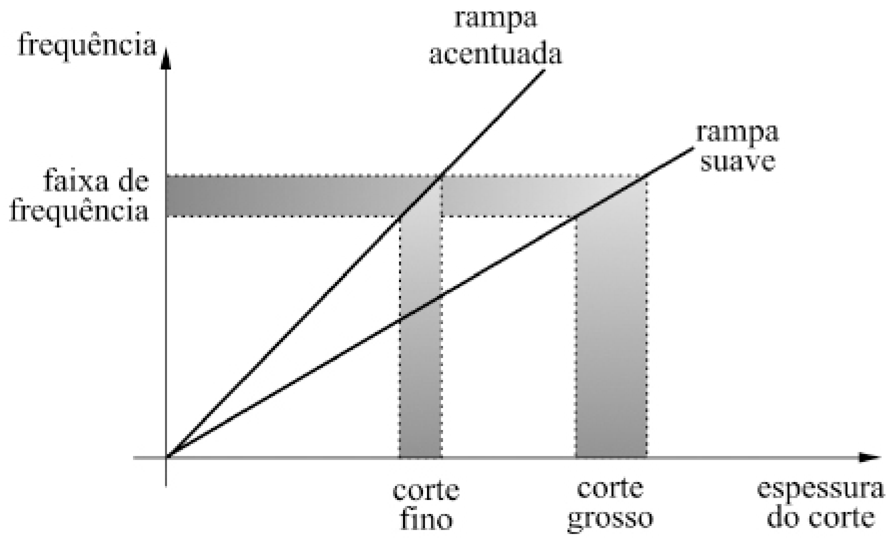


Figura 6.27– Variação da espessura de corte com a inclinação da rampa de gradiente

A espessura do corte selecionado é feita pela faixa de frequência utilizada no sinal de RF enviado, o qual vai excitar os núcleos. Devem ser utilizadas frequências capazes de excitar todos os átomos do volume desejado de uma fatia delgada: isso define a largura da faixa de frequência. Para a seleção de cortes mais finos deve ser escolhida uma faixa de frequência estreita, e para cortes mais grossos deve ser escolhida uma faixa de frequência mais larga.

Outro fator capaz de variar a espessura de corte é a rampa de gradiente, gerada a partir das bobinas de gradiente. Assim, para uma faixa de frequência fixa, rampas de gradientes mais acentuadas produzem variações acentuadas de frequências de precessão, permitindo a geração de cortes mais finos que rampas mais suaves. A figura 6.27 ilustra essa situação. Na prática, o operador escolhe a espessura do corte e o equipamento seleciona automaticamente a largura da faixa de frequência e a inclinação da rampa de gradiente de forma otimizada.

Localização espacial do sinal

Após a seleção da fatia relativa ao plano de corte desejado, o sinal deve ser localizado ao longo dos dois outros eixos. A codificação de frequência permite fazer a localização espacial do sinal ao longo do maior eixo anatômico do corte. Quando o gradiente de codificação de frequência é acionado, existe uma

variação linear do campo magnético ao longo desse eixo e, consequentemente, das frequências de precessão dos núcleos nele alinhados.

Nas imagens de cortes axiais do tórax, o maior eixo de corte anatômico é o eixo do plano horizontal, e por isso a codificação de frequência, nesse caso, deve ser feita por um gradiente de campo no eixo X. Já para as imagens axiais de cabeça o maior eixo anatômico é vertical, e a codificação de frequência deve ser feita por um gradiente de campo no eixo Y.

A codificação de fase é feita para localizar o sinal ao longo do eixo restante: o menor eixo da anatomia. Quando o gradiente de codificação de fase é gerado, o campo magnético é modificado ao longo do eixo e, consequentemente, também as frequências de ressonância dos núcleos relacionadas a esse eixo.

Assim, após a seleção da fatia através da alimentação das bobinas de gradiente e da escolha da faixa de frequência (sinal de RF), realiza-se a codificação de frequência que promove uma defasagem entre os sinais ao longo do maior eixo anatômico e a codificação de fase que promove uma defasagem entre os sinais ao longo do menor eixo anatômico. Dessa forma é criada uma defasagem entre os sinais originados de cada voxel que compõe a fatia excitada, da qual se deseja gerar a imagem.

O sinal captado pela bobina receptora é composto pelo somatório de todos os sinais emitidos por todos os voxels que compõem a fatia excitada. Após a captação, o sinal é separado de acordo com a fase para se obter o sinal emitido por cada voxel individualmente. Após a separação dos sinais de acordo com a fase, obtém-se o módulo da resultante magnética de cada voxel e, a partir do valor da intensidade desse sinal, é reconstruída uma matriz numérica da qual é obtida a imagem do corte. Para a reconstrução da imagem se utiliza a distribuição da escala cinzas de acordo com a intensidade do sinal originado de cada voxel da fatia excitada. Sinais que apresentam valores maiores de resposta têm o pixel preenchido de branco-brilhante, e os de valores menores são preenchidos de preto e, assim, é feita a distribuição da escala de cinzas.

6.10 Segurança

O aparelho de ressonância magnética exige uma série minuciosa de cuidados específicos para garantir o seu bom funcionamento, sua integridade e a integridade das pessoas que trabalham diretamente com ele ou que se submetem aos exames por ele gerados. Tais cuidados se iniciam na instalação e continuam com o acompanhamento contínuo das operações do equipamento.

O exame em RM não provoca dor, mas pode gerar ruídos incômodos para o paciente. Por isso, recomenda-se o uso de protetores auriculares para reduzir o estresse. Uma explicação detalhada sobre os procedimentos para o paciente pode evitar transtornos durante o exame, uma vez que muitos pacientes têm problemas de claustrofobia devido às dimensões reduzidas da abertura do magneto. A seguir, são apresentados os principais cuidados no que se refere à proteção do indivíduo.

O campo magnético principal

O campo magnético principal é um campo magnético fixo gerado pelo magneto e varia de 0,35 a 4T. Um campo de 3T é aproximadamente 60 mil vezes maior que o campo magnético da Terra. O organismo humano não foi desenvolvido para se submeter a um campo magnético tão forte, portanto, apesar de não se ter comprovação de males ocorridos em decorrência da exposição a tal campo, vários acidentes já ocorreram e podem ocorrer no futuro se as normas de segurança não forem devidamente respeitadas.

Um campo magnético tão intenso pode ser capaz de arrancar peças ferromagnéticas de máquinas próximas e deslocar peças metálicas, como pregos do assoalho, e atraí-las para o interior do magneto. Assim, esses objetos podem se tornar projéteis e atravessar o ambiente ao redor do aparelho, atingindo quem esteja no seu trajeto. Algumas mortes já foram registradas em decorrência de traumas causados por esses projéteis. Cuidados especiais devem ser tomados com chaves de fenda, cilindros de oxigênio e bombas de infusão na sala de exame. Objetos menores como grampos de cabelo, brincos, moedas

e canetas são comumente arrancados das pessoas e atraídos pelo magneto, além de joias, alfinetes, fivelas metálicas e relógios.

A potência do campo magnético também causa efeitos sobre mecanismos de pequenos aparelhos de uso comum, como relógios e marca-passos, fazendo com que deixem de funcionar adequadamente. Assim, os pacientes que possuem marca-passo implantado podem sofrer consequências desagradáveis em virtude da ação do campo magnético intenso sobre o mecanismo de controle e temporização do aparelho. Por essa razão, marca-passos são considerados uma contraindicação para os exames de IRM. Relógios analógicos podem ter seu mecanismo travado ao ficarem próximos do magneto, e após algum tempo voltarem a funcionar ou ficarem permanentemente danificados.

Clipes intracranianos utilizados em aneurismas, por serem ferromagnéticos, podem sofrer deslocamento devido ao campo magnético. Não há registro de casos de hemorragias fatais geradas por esse tipo de exposição, no entanto, há relatos de deslocamento desses clipes.

Outro problema verificado pela ação do campo magnético é a perda das informações contidas nas tarjas dos cartões magnéticos. Tais informações podem ser apagadas por completo se o cartão for colocado próximo ao aparelho de IRM.

De maneira geral, objetos metálicos ferromagnéticos são os mais preocupantes quanto à ocorrência de acidentes. Assim, quando não se sabe a composição do material de um objeto, o ideal é a pessoa não entrar na sala de exames portando o objeto metálico. Ao marcar um exame, o paciente deve ser indagado se possui prótese metálica. Caso possua, é necessário identificar o tipo e a marca para saber se é viável a realização do exame. Normalmente, os serviços de imagem por ressonância magnética possuem um protocolo de procedimentos que deve ser seguido rigorosamente de maneira a permitir que o radiologista ou tecnólogo se informe da existência de implantes metálicos ou outros materiais que possam inviabilizar a realização do exame. Em um exame de cabeça, por exemplo, em que o paciente possua um clipe de aneurisma, existe a possibilidade de deslocamento desse clipe; por isso, o exame não deve

ser realizado. O exame também pode prejudicar o funcionamento de aparelhos auditivos externos ou aparelhos implantados na região interna do ouvido.

Caso o paciente apresente estilhaços ou outros fragmentos metálicos no corpo, esses fragmentos podem sofrer deslocamentos e provocar danos. Por esse motivo, esse exame não deve ser realizado em trabalhadores de serralheria ou soldagem, pois pode haver pequenas limalhas de material ferromagnético localizadas na córnea; o deslocamento dessas durante o exame pode causar lesões. Uma solução simples é a realização de uma imagem por raios X para identificar a existência ou não desses fragmentos metálicos antes de realizar o exame de IRM.

Geralmente, metais fixados nos ossos não sofrem deslocamento, especialmente se constituídos de platina ou titânio. A verificação do posicionamento das próteses pode ser feita previamente por meio de uma radiografia. Algumas próteses, apesar de compatíveis, causam grande artefato de suscetibilidade magnética na imagem, comprometendo o diagnóstico por IRM.

Cadeiras de rodas, macas e escadas que entrem na sala de exames devem ser fabricadas de alumínio para se evitar acidentes. Toda a equipe do setor, inclusive de manutenção e limpeza, deve receber orientação e selecionar apenas materiais plásticos ou de alumínio para realizar qualquer procedimento dentro da sala de exames.

Campos magnéticos variáveis

Os campos magnéticos variáveis são campos gerados pelas bobinas de gradiente e são acionados durante o processo de aquisição de dados para a geração das imagens. Um campo elétrico variável é capaz de induzir diferenças de potencial que, por sua vez, faz surgir correntes elétricas em um meio condutor. Pacientes com peças metálicas no corpo estão potencialmente expostos às correntes elétricas induzidas, às quais, ao circularem, geram calor. Esse fenômeno pode aparecer em corpos metálicos estranhos – inclusive tatuagens – que contenham pigmentos metálicos – e próteses cirúrgicas. Próteses não metálicas não apresentam risco.

Como a variação dos campos magnéticos gerados pelas bobinas de gradiente durante o exame é muito rápida, essa alteração brusca pode causar estimulação nervosa. Esse tipo de estimulação pode causar efeitos nos nervos motores e provocar contração muscular. A contração nervosa pode afetar a retina e resultar na visualização de faíscas pelo paciente em exame.

Bobinas de RF

As bobinas de radiofrequência ficam próximas ao corpo do paciente e, ao serem alimentadas e produzirem sinais de RF, podem gerar calor. Na maioria dos casos, o calor gerado é pequeno, dentro de limites aceitáveis e não prejudiciais à saúde. No entanto, algumas técnicas de espectroscopia são capazes de exceder os limites causando desconforto ao paciente.

Existe a possibilidade de choque elétrico através das bobinas de RF, principalmente se não estiverem devidamente aterradas e com seu material de revestimento íntegro. Para se evitarem acidentes, devem ser constantemente observados e imediatamente corrigidos os danos em seu revestimento protetor ou nos cabos de conexão. Caso os cabos de conexão estejam enrolados durante o exame, eles podem gerar calor no corpo do paciente; o ideal é eliminar qualquer contato dos cabos das bobinas de RF com o corpo do paciente colocando-se espumas entre eles.

Sistema criogênico de refrigeração

Para a refrigeração das bobinas supercondutoras do magneto principal são utilizados tanques criogênicos contendo gás nitrogênio e gás hélio comprimidos a temperaturas muito baixas: 77,4K(-186ºC) e 4,2K(-269ºC), respectivamente. Essas temperaturas são extremamente baixas para o corpo humano e qualquer acidente com o sistema pode gerar congelamento. Caso haja vazamento crítico (*quench*), a expansão do gás nitrogênio ou do gás hélio sob pressão retira todo o ar das proximidades da sala e provoca sufocamento das pessoas que estejam no ambiente, além de um aumento da pressão dentro da sala de exames, o que pode impossibilitar a abertura da porta.

O preparo do paciente

Num exame típico em RM, o paciente recebe protetores auriculares descartáveis. Antes de entrar na sala de exames, o paciente ou seu acompanhante responsável deve responder um questionário sobre existência de implantes de próteses e as instruções para remover objetos metálicos dos bolsos, do corpo, dos cabelos, doenças preexistentes e qualquer outro tipo de informação clínica (dor, medicamentos utilizados, alergias, insuficiência renal, quimioterapia ou radioterapia, cirurgias etc.).

Antes de entrar na sala, o paciente deve ser instruído sobre todos os detalhes do procedimento a que será submetido com o objetivo de minimizar a ansiedade e a possibilidade de interrupção do exame. Os itens que podem provocar danos à saúde do paciente ou à realização do exame incluem: marca-passos cardíacos ou desfibriladores implantados, cateteres com componentes metálicos que possam causar danos como queimaduras, clipes metálicos utilizados para inibir ruptura de aneurismas, implantes auditivos na cóclea, bombas de infusão de medicamentos.

Outros objetos também devem ser removidos antes, tais como: carteiras, cartões telefônicos, cartões magnéticos, dispositivos eletrônicos como celular e agenda, aparelhos auditivos, joias metálicas, relógios, canetas, clipes, chaves, moedas, prendedores de cabelo, alfinetes de segurança, grampos, roupas com partes metálicas, zíper, colchetes, fivelas, botões ou ilhós, sapatos e cintos.

Existem ainda outros objetos que podem prejudicar a qualidade da imagem gerada devido aos artefatos que provocam, como: pinos, parafusos e chapas utilizados em reconstituição de fratura óssea, próteses de recomposição, piercings, aparelhos dentários, etc. Alguns tipos de tatuagem podem provocar irritações na pele devido a componentes metálicos existentes em tintas principalmente nas cores azul e preta.

Alguns pacientes submetidos a exame em aparelho de RM com magneto fechado podem se sentir enclausurados e amedrontados. Nesse caso, o médico pode administrar um sedativo para reduzir a ansiedade; estatisticamente se sabe que um em cada vinte pacientes desses exames necessita de sedativo. Os pacientes que apresentam essa dificuldade podem ser submetidos a exames em

aparelhos de campo aberto. Alguns serviços permitem que o paciente seja acompanhado por um familiar durante o exame visando à redução de sua ansiedade. De modo geral, se o paciente é bem esclarecido a respeito do exame, é possível realizá-lo com sucesso nos aparelhos convencionais de IRM, caso contrário se pode recorrer à sedação assistida por um médico-anestesista.

No caso de gestantes, apesar de não haver contraindicação absoluta, não existe uma segurança estabelecida quanto ao uso desse processo diagnóstico. No entanto, em casos extremos, nos quais uma patologia só possa ser diagnosticada por esse método, a IRM pode ser utilizada.

6.11 Aplicações

As imagens de ressonância do cérebro são utilizadas para o diagnóstico de cefaleia, distúrbios visuais, tonteira, perda de audição, fratura, suspeita de tumor cerebral, doença autoimune, distúrbios metabólicos, esclerose múltipla, processos de desmielinização, dentre outros. A figura 6.28 apresenta duas imagens de corte do cérebro, um coronal e outro sagital, obtidas por ponderação em T1. Nessas imagens é possível observar os tecidos cerebrais, ventrículos, LCR, cerebelo, vértebras cervicais C1 e C2, tecido muscular e tecido adiposo. A imagem de corte coronal possui a referência do corte sagital e vice-versa.

A figura 6.29 apresenta duas imagens de corte do cérebro, um coronal e outro axial, obtidas por ponderação em T2. Nessas imagens é possível observar os tecidos cerebrais, ventrículos, LCR, cerebelo, seios etmoidais, globos oculares, cristalinos, conduto auditivo interno, artérias basilar e carótidas internas. A imagem de corte coronal possui a referência do corte axial e vice-versa.

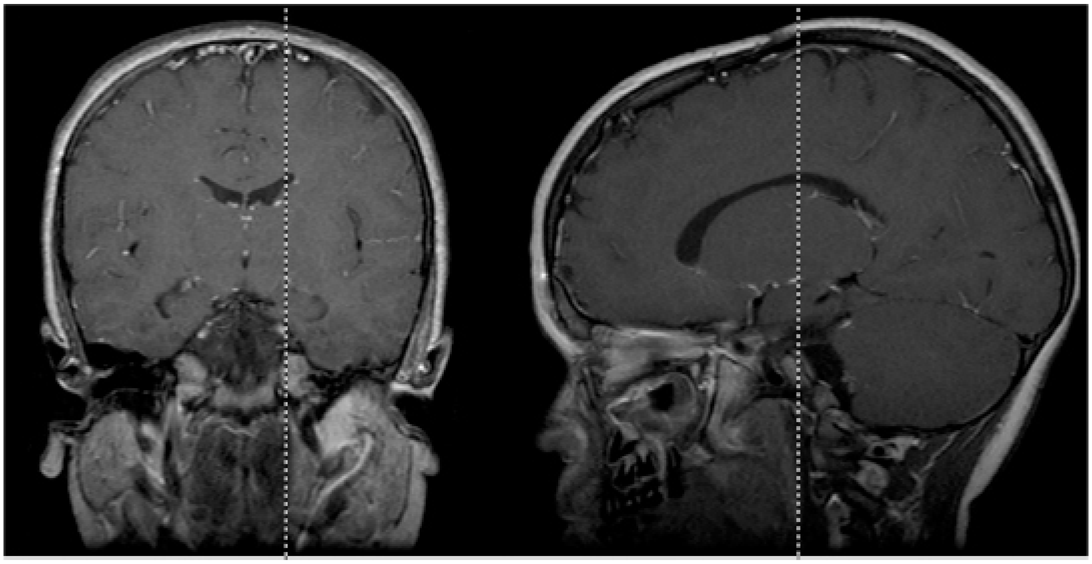


Figura 6.28 – Imagens de corte coronal e sagital do cérebro obtidas por ponderação em T1

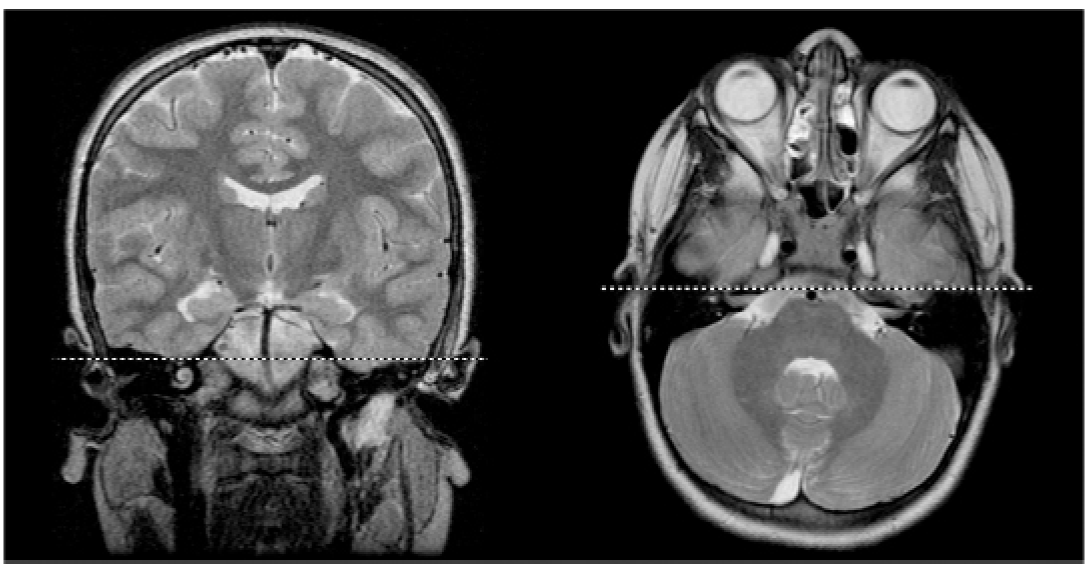


Figura 6.29 – Imagens de corte coronal e axial do cérebro obtidas por ponderação em T2

As varreduras por ressonância magnética são destinadas à geração de imagens de corte de alta resolução e, por essa razão, o método tornou-se de fundamental importância para o diagnóstico médico. Suas aplicações servem principalmente para observação do cérebro, coluna, membros e articulações, abdome e pelve.

A varredura de pescoço permite a distinção entre linfonodos e vasos sanguíneos, bem como a detecção de tumores, linfonodomegalias etc. Para a

coluna vertebral, a indicação mais comum está na propedêutica das lombalgias, sendo útil na detecção de hérnias de disco e degenerações por artrite. Além disto, pode ser útil em pacientes já submetidos a cirurgia para diferenciação entre fibroses e a recorrência de hérnia de disco ou outras anomalias estruturais. Uma indicação importante da IRM ainda nesse setor é a avaliação de pacientes que tiveram perda de controle vesical devido à disfunção medular.

Na região torácica, as imagens permitem o acompanhamento de aneurismas de aorta, timo, arcabouço ósseo e partes moles. O desenvolvimento da técnica tem possibilitado uma boa avaliação das estruturas cardíacas, sendo útil principalmente no diagnóstico de malformações congênitas. O estudo das artérias coronárias, entretanto, ainda é muito limitado. Para as mamas, é um ótimo método na avaliação de próteses de silicone, sendo o procedimento de escolha para a detecção de resíduos de silicone que tenham extravasado para o parênquima mamário, em caso de ruptura da prótese.

A figura 6.30 apresenta em (*a*) uma imagem de corte sagital ponderada em T2 de mama contendo uma prótese de silicone. A imagem por ressonância apresenta uma excelente resolução para imagens de corte de mamas contendo próteses, pois permite ver todo o tecido mamário sem interferência, com a diferenciação do tecido glandular, gorduroso e muscular. A figura 6.30 apresenta em (*b*) um corte sagital de joelho na qual se pode identificar a patela, a extremidade distal do fêmur, e a extremidade proximal da tíbia, os ligamentos cruzados, cartilagens, musculatura e gordura.

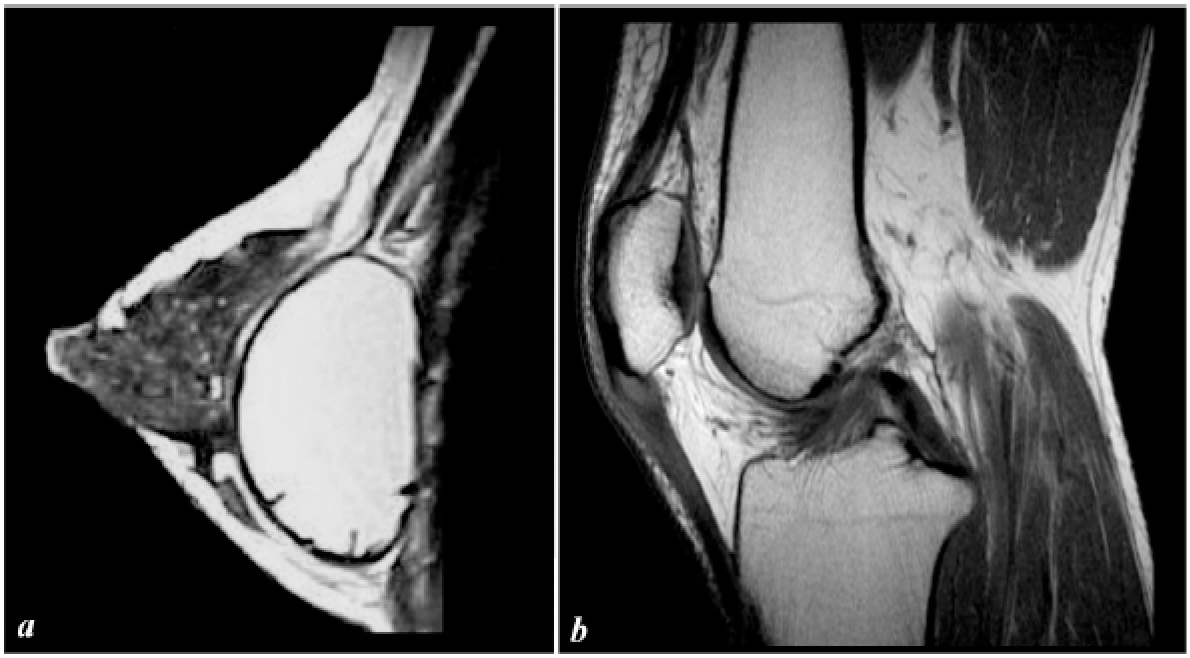


Figura 6.30 – Imagens de corte sagital de mama (*a*) e joelho (*b*)

Para a região abdominal, a IRM permite a avaliação do fígado, baço, rins e pâncreas, sendo indicações típicas: a suspeita e avaliação de tumores, avaliação de disfunções desses órgãos, dor, sangramento, estadiamento de tumores, avaliação de linfonodomegalias, aneurismas, cirrose, hemangiomas, estudo da vias biliares etc.

Na região pélvica, permite avaliar útero, ovários e bexiga na mulher, próstata, bexiga, vesículas seminais e bolsa escrotal no homem. Pode ainda diagnosticar linfonodos aumentados de volume, massas palpáveis ou não, estudo do reto, etc.

O sistema músculo-esquelético é uma das áreas de maior aplicação de IRM. Permite avaliar praticamente todas as articulações do corpo humano: ombros, punhos, cotovelos, joelhos, tornozelos, pés e mãos. Indicações típicas são as síndromes dolorosas, perdas de força, massas palpáveis e restrição de movimentos. As imagens permitem ainda identificar lesões de tendões, ligamentos, músculos, superfícies articulares, edemas, lesões expansivas, osteomielites e alterações estruturais.

Nas angiografias por ressonância magnética, é possível utilizar o próprio sangue como agente de contraste para a aquisição de imagens dos vasos da

cabeça e pescoço, permitindo o diagnóstico de estenoses, aneurismas cerebrais, malformações arteriovenosas, dissecções de vasos etc. O uso de meio de contraste auxilia o diagnóstico para avaliação de vasos no tórax, abdome, pelve, membros superiores e inferiores, e vasos de cabeça e pescoço com menor tempo de aquisição.

A figura 6.31 apresenta duas imagens volumétricas do sistema vascular. Na imagem (*a*) uma vista frontal do sistema vascular cerebral, se observam o polígono de Willis, as artérias de maior calibre: carótidas internas, basilar, vertebrais, cerebrais médias anteriores e posteriores, cerebelares, e a presença de um aneurisma no topo da basilar.

A imagem (*b*) apresenta uma vista frontal da aorta e seus ramos a partir do coração. Nessa imagem se pode observar na parte superior a artéria aorta ascendente indo do coração ao arco aórtico, e a artéria aorta descendente abaixo do coração até sua divisão nas artérias ilíacas. Nessa imagem ainda podem ser vistas as artérias renais direita e esquerda, a artéria mesentérica superior, a artéria hepática e a artéria esplênica. Parte das artérias pulmonares podem ser visibilizadas posteriormente ao coração.

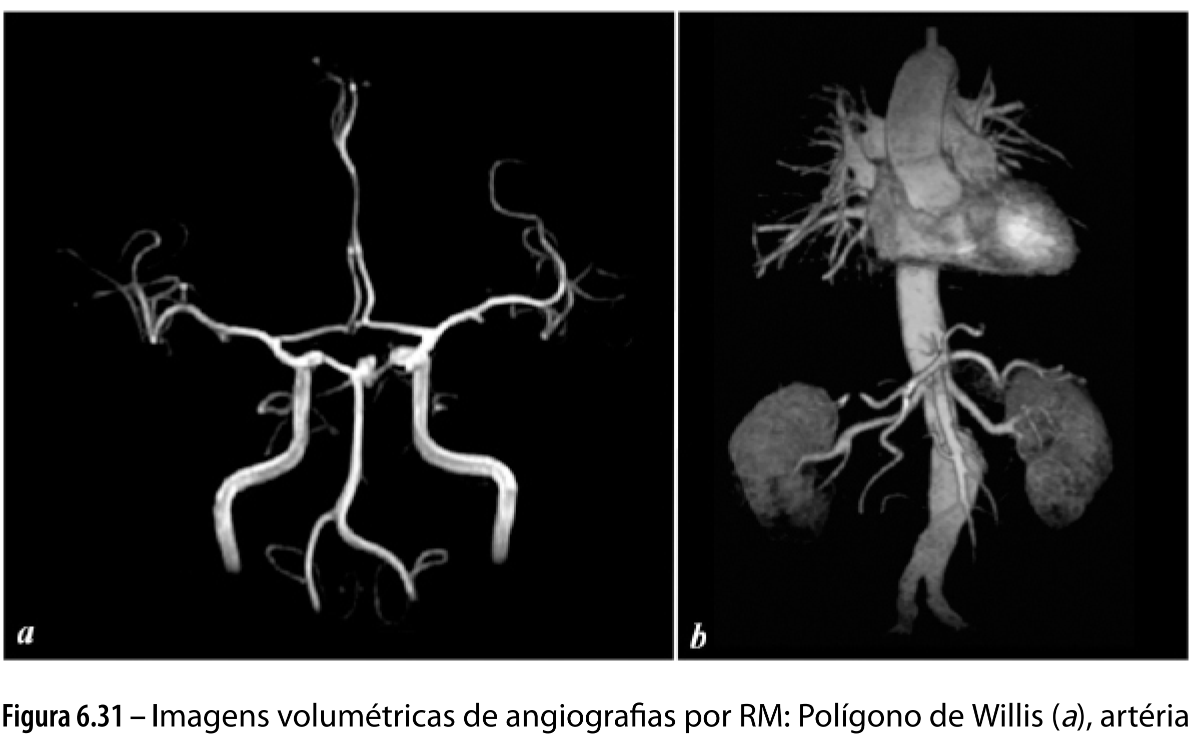


Figura 6.31 – Imagens volumétricas de angiografias por RM: Polígono de Willis (*a*), artéria aorta (*b*)

Além das imagens obtidas pela ressonância magnética, os tecidos e órgãos humanos ainda podem ser estudados pela espectroscopia por RM. Essa técnica permite identificar metabólitos presentes nos tecidos a partir da observação de outros núcleos além hidrogênio-1, pertencentes ao fósforo, carbono, sódio e flúor. A identificação de determinadas substâncias em local específico permite a distinção entre um tecido normal e um patológico. Realizam-se ainda pela IRM estudos funcionais (das áreas de ativação do cérebro – ao se pedir ao paciente que execute algumas funções) e biópsias guiadas.

Exercícios propostos

6.1 Cite as técnicas atualmente empregadas para a geração de imagens tomográficas.

6.2 Identifique as abreviaturas e faça uma definição de suas diferenças: IRM, RMN, RM.

6.3 O que diferencia a IRM das imagens geradas em TC?

6.4 Qual foi a primeira descoberta que possibilitou indicar a RM para a geração de imagens diagnósticas?

6.5 O valor da constante giromagnética do ^{39}K é 1,99MHz.T^{-1}. Determine a frequência de Larmor quando esse núcleo é submetido a um campo de 0,35T.

6.6 Utilizando o valor da constante giromagnética contido na Tabela 6.1, determine a frequência de Larmor para o ^{31}P quando submetido a um campo de 0,35T.

6.7 Defina o movimento de precessão.

6.8 Defina a frequência de Larmor e ressalte a sua importância na RMN.

6.9 Descreva o fenômeno físico da indução magnética.

6.10 Cite os magnetos utilizados em RM e caracterize cada um deles.

6.11 Classifique os materiais quanto à sua interação com o campo magnético.

6.12 Quais as vantagens apresentadas pelo magneto supercondutor em relação aos demais?

6.13 Qual a função do gás hélio presente no magneto supercondutor?

6.14 Cite as bobinas utilizadas no aparelho de RM.

6.15 Qual a função das bobinas de homogeneidade?

6.16 Para que servem as bobinas de gradiente?
6.17 Para que são utilizadas as bobinas de RF?
6.18 Quais as principais funções do sistema de processamento de dados?
6.19 Compare as vantagens e desvantagens dos aparelhos de IRM convencional (magneto fechado) e de campo aberto.
6.20 Qual é o núcleo atômico eleito para a aquisição do sinal gerador de imagem em RM?
6.21 Quais razões implicaram na escolha desse núcleo?
6.22 O que é o pulso de RF90º e o que ele promove?
6.23 Defina tempo de relaxamento.
6.24 Defina FID.
6.25 Defina o tempo de relaxamento T1.
6.26 Defina o tempo de relaxamento T2.
6.27 Como é obtido o contraste para a geração da imagem em RM?
6.28 Como é feita a escolha do corte a ser registrado?
6.29 Defina a codificação de frequência.
6.30 Defina a codificação de fase.
6.31 Como ocorre a localização espacial do sinal em RM?
6.32 Para a obtenção de cortes sagitais de tórax, quais as sequências de escolha de corte, codificação de frequência e de fase que devem ser executadas?
6.33 E para cortes axiais de cabeça?
6.34 Como pode ser feita a variação da espessura de corte?
6.35 Em que temperatura trabalham os tanques criogênicos do magneto supercondutor?
6.36 Quais os cuidados especiais que devem ser tomados com o magneto para se evitarem acidentes?
6.37 Quais os perigos apresentados pelos campos magnéticos variáveis?
6.38 Por que o sistema de refrigeração do magneto supercondutor pode ser perigoso?
6.39 Quais os cuidados no preparo do paciente para ser submetido ao exame de RM?
6.40 Quais são as vantagens e desvantagens do método?

REFERÊNCIAS

BONTRAGER, Kenneth L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 814p.

BUSHBERG, Jerrold T. et al. *The essential physics of medical imaging*. 2. ed. Williams & Wilkins, 2001. 933p.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil textbook of medicine*. 22. ed. New York: Saunders. 2003. 2784p.

CONOLLY, Steven et al. Magnetic resonance imaging. chapter 63. In: *Boca Raton*: CRC press. 2000.

CURRY III, Thomas S.; DOWDEY, James E.; MURRY, Robert C. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. 522p.

ELSTER, Allen D.; BURDETTE, Jonathan. *Questions and answers in magnetic resonance imaging*. C.V. Mosby, 2001, 33p.

GIL, V. M. S., GERALDES, C. F. G. *Ressonância magnética nuclear*: fundamentos, métodos e aplicações. Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian, 1987. 1012p.

HAJNAL, Joseph V. *Medical image registration*. Boca Raton: CRC Press, 2001. 394p.

HEINRICHS, M. A. *Magnets, spins, and resonances*: an introduction into the basics of magnetic resonance imaging. Siemens, 1982. 106p.

HORNAK, Joseph P. *The basics of MRI*. New York: Rochester Institute of Technology, 2005.

KAK, Avish C., SLANEY, Malcolm. *Principles of computerized tomographic imaging*. New York: IEEE press, 1999. 329p.

KANAL et al. *Safety considerations in MR imaging*. Radiology. v.176:593-606, 1990.

KWONG et al. *Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation:* functional brain imaging. Proc. Natl. Acad. Sci. USA, June 1992.

MAGIN et al. *Biological effects and safety aspects of nuclear magnetic resonance imaging and spectroscopy*. New York: Acad. Sci. 1992. 649p.

MANCHESTER UNIVERSITY. *The history of magnetic resonance*. 2007. 2p.

MARTIN, Brian R. *Nuclear and particle physics*: an introduction. Chichester: Wiley, 2006. 411p.

MOURÃO, Arnaldo Prata. *Pesquisa e desenvolvimento de um dispositivo para braquiterapia ocular. Tese (Doutorado em Ciências e Técnicas Nucleares)*. Escola de Engenharia. Universidade Federal de Minas Geais, Belo Horizonte, 2008. 251p.

PUSEY et al. *Magnetic resonance imaging artifacts: mechanism and clinical significance*. RadioGraphics, September, 1986.

ROS, Pablo R.; BIDGOOD, M. D.; DEAN, W. Jr. *Abdominal magnetic resonance imaging*: contrast agents, instrumentation and RF coils. Mosby: Year Book, 1993.

STARK, David D.; BRADLEY, William G. *Magnetic resonance imaging*: artefacts, basics, contrast agents, instrumentation, pulse sequences, spectroscopy. 2. ed. St. Louis: Mosby-year book, 1992. 1984p.

WEHRLI, Felix W., DUERK, Jeffrey L. HURST, Gregory C. *Fast scan magnetic resonance*: principles and applications. New York: Raven Press, 1991. 284p.

Capítulo 7

Ultrassonografia

Os métodos de imagem obtidos por radiação são indubitavelmente uma importante ferramenta para a medicina; no entanto, apresentam uma grande limitação: têm seu uso proscrito no primeiro trimestre da gestação e, mesmo após esse período, seu uso é restrito, reservado para os casos em que o diagnóstico por outro método não é possível.

A ultrassonografia diagnóstica veio inicialmente preencher a lacuna de diagnóstico por imagens para gestantes, pois possibilita o acompanhamento da gravidez, permitindo seu diagnóstico, avaliação da idade gestacional, avaliação da morfologia e do crescimento fetal, dentre outros diagnósticos, além de permitir avaliação de algumas patologias maternas que possam ocorrer durante a gestação.

Ao longo dos anos, evolução do método tem aumentado o leque de aplicações. Se, a princípio, a ultrassonografia diagnóstica só se prestava à avaliação da gravidez, atualmente seu uso é muito mais amplo, incluindo a

ecografia convencional, o estudo com doppler e, mais recentemente, a avaliação tridimensional e o estudo com ecorrealçadores.

7.1 O som e o ultrassom

O som é uma onda mecânica. O entendimento do comportamento dessa onda é necessário para que se possa compreender o processo de geração da imagem na ultrassonografia. Quando se diz que o som é uma onda mecânica, subentende-se que ele necessita de um meio físico para se propagar, diferentemente de uma onda eletromagnética, a qual se sustenta pela troca alternada de energia entre os campos elétricos e magnéticos, e que, portanto, não necessita de um meio físico para se propagar, tal como a luz e as ondas de rádio.

A propagação do som se dá pela vibração das partículas do meio. Quando ouvimos, o que o ouvido percebe como som são as alterações de pressão na superfície do tímpano causadas pelas ondas mecânicas propagando-se pelo ar. A mudança cíclica que se traduz como vibração no tímpano é chamada de "frequência sonora".

A faixa de frequência que pode ser percebida pelo ouvido humano se situa entre 20 e 20.000 ciclos por segundo. Ondas abaixo da frequência audível são ondas de infrassom; acima, de ultrassom. Portanto, a faixa de interesse para diagnóstico médico é aquela que se encontra acima dos 20.000 ciclos por segundo: a faixa dos ultrassons.

É possível reproduzir experimentalmente o som colocando-se um pistão em uma das extremidades de um tubo longo preenchido por um fluido. Ao se mover esse pistão para o interior do tubo, a camada de fluido próxima a ele também se move na mesma direção. Assim, é criada uma região de compressão em que a pressão e a densidade do fluido são maiores, e que se desloca por todo o tubo, mesmo depois de o pistão começar a se mover de volta. No momento em que o pistão retorna à sua posição inicial, forma-se uma região de rarefação no tubo, com pressão e densidade de fluido mais baixas. Essa região de rarefação também percorre o tubo e aparece entre uma

compressão e a próxima que se forma quando o pistão se move novamente para o interior do tubo. Assim, um padrão de compressões e rarefações percorre o tubo, da mesma forma que uma onda sonora o faz. Pelo mesmo experimento, ilustrado na figura 7.1, observa-se que o som é uma onda longitudinal, ou seja, possui uma direção de propagação que é a mesma da fonte vibrante que a gerou.

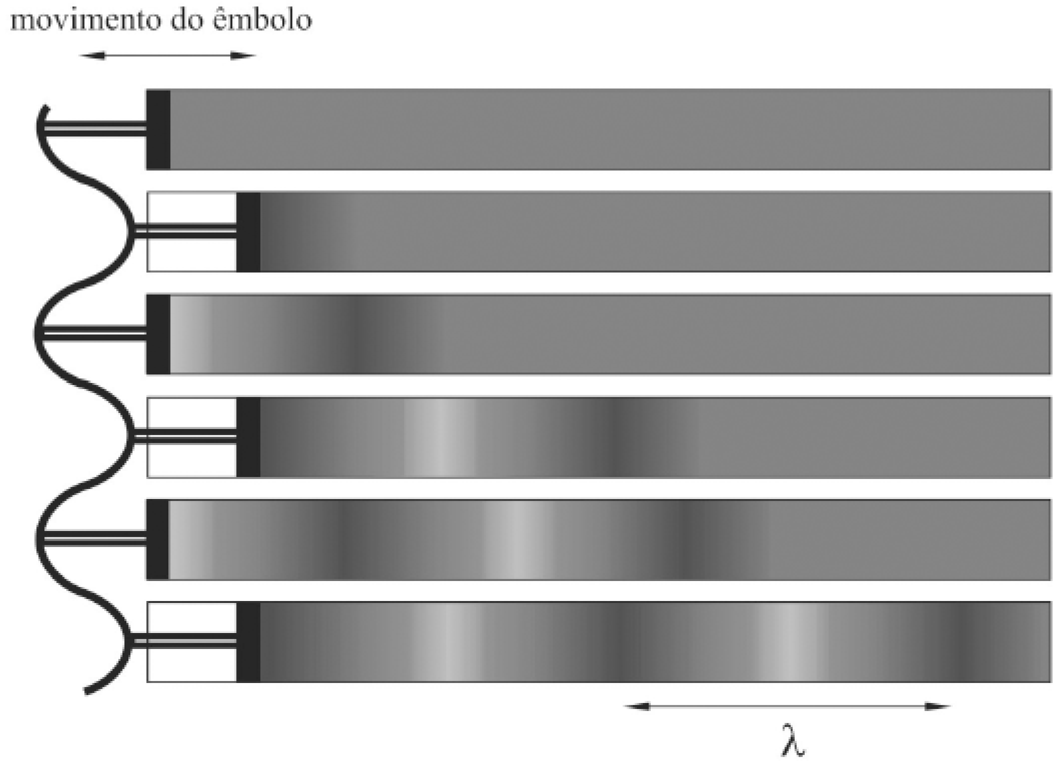
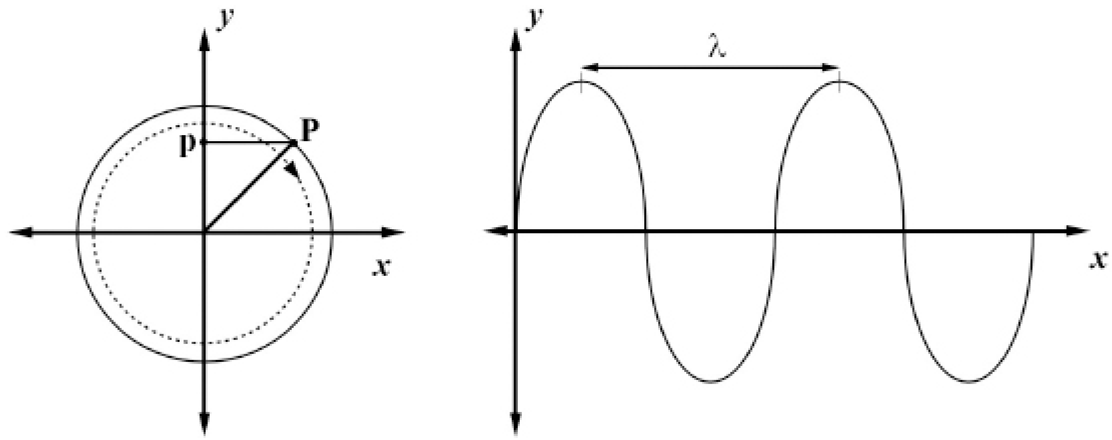


Figura. 7.1 – Reprodução experimental do som

Os gráficos de movimentos ondulatórios representam bem a onda sonora. A figura 7.2 ilustra como é gerado um desses gráficos. Considerando-se que o ponto P gire sobre o plano cartesiano, e sua projeção p sobre o eixo vertical y seja lançada em função do tempo decorrido no eixo horizontal x, o resultado é o gráfico B da figura 7.2.



A B

Figura 7.2 – Representação de um movimento ondulatório(*a*) e seu gráfico (*b*)

Como todos os movimentos ondulatórios, o som pode ser descrito por alguns parâmetros: frequência, período, comprimento de onda, velocidade de propagação, amplitude e intensidade. Na figura 7.2, uma volta completa do ponto P é denominada "ciclo", apresentando uma fase positiva e uma fase negativa. A frequência f expressa o número de ciclos completos de uma variável ocorridos em um segundo, sendo sua unidade o hertz (Hz).

O comprimento de onda é a dimensão no espaço em que ocorre um ciclo completo, sendo representado pela letra λ. O tempo necessário para que ocorra um ciclo completo é denominado "período", representado pela letra T, que numericamente é igual ao inverso da frequência.

A velocidade de propagação v é definida como a velocidade com que uma onda se propaga em determinado meio, o que equivale a dizer que é igual ao espaço percorrido pela onda na unidade de tempo. Portanto, pode ser obtida através da divisão do comprimento de onda λ pelo período T, conforme é definido pela equação 7.1.

$$v = \frac{\lambda}{T} \tag{7.1}$$

Como o período é dado pelo inverso da frequência, a velocidade também pode ser obtida pela equação 7.2. Essa relação será muito importante quando

for abordada a resolução de imagem.

$$v = \lambda . f \tag{7.2}$$

A intensidade da onda é a potência da onda dividida pela área de incidência, sendo expressa em $W.cm^{-2}$. A audição humana é o resultado da compressão ("força") exercida pela onda sonora sobre o tímpano. Quanto maior a intensidade, maior a sensação subjetiva de barulho, pois maior é a compressão do tímpano, que eventualmente pode ser dolorosa.

Ainda em relação à figura 7.2, uma última variável observada é a "amplitude", que corresponde ao valor máximo atingido por uma variável acústica no decorrer de um ciclo.

Finalmente, destaca-se como fator importante na transmissão do som a resistência que o meio oferece à sua passagem, propriedade que é chamada de "impedância" (Z). Numericamente, a impedância sonora é o produto da densidade do meio pela velocidade de propagação do som neste meio.

7.2 Histórico

A ultrassonografia é uma tecnologia em evolução constante, que teve sua aplicação inicial nas indústrias mecânica e naval e que, posteriormente, passou a ser aplicada na Medicina, na qual se tornou uma ferramenta diagnóstica de grande importância. A cada dia surgem novas aplicações e novos equipamentos, sendo necessária uma constante atualização de conhecimento. A seguir são descritos alguns dos momentos históricos que marcaram o desenvolvimento da ultrassonografia.

Seu marco inicial são as observações de Lazzaro Spallanzani sobre os morcegos que habitam em cavernas. Os morcegos têm um excelente senso de orientação, apesar de viverem em ambientes desprovidos de luz, o que torna necessária a existência de outro mecanismo de orientação, baseado em outro meio físico: o som. Suas observações o levaram a concluir que os sons por eles produzidos batiam (ecoavam) na parede das cavernas nas quais estavam (bem

como outros objetos, animais ou pessoas) e retornavam até eles, o que lhes permitia estimar a que distância estavam dessas estruturas, como uma espécie de radar natural.

Em 1842, Christian Doppler observou as variações nas características do espectro da luz das estrelas devidas ao movimento relativo entre essas estrelas e a Terra. Doppler percebeu que uma estrela emitia um determinado espectro de luz quando os dois corpos celestes se aproximavam e outro espectro quando se afastavam. Como uma determinada estrela emite sempre um mesmo espectro de luz ("uma mesma cor"), tal fenômeno seria devido a uma diferença existente entre a frequência emitida pelo corpo celeste e a frequência captada pelo observador na Terra. Esse efeito foi denominado "efeito Doppler".

Em 1845, os experimentos de Christoph Ballot demonstraram da mesma forma que as ondas eletromagnéticas, como a luz são susceptíveis ao efeito doppler, as ondas mecânicas, como o som, também o são, o que introduziu a aplicação do efeito Doppler à acústica.

Em 1880, houve a descrição do efeito piezelétrico por Pierre Curie. Esse efeito, observado em alguns materiais, consiste na produção de uma diferença de potencial quando esses materiais, ditos piezelétricos, são comprimidos ou distendidos.

Em 1916, foi idealizado o primeiro sonar marítimo por Paul Langevin e Constantin Chilowsky, que com base nos experimentos de Spallanzani, propuseram um mecanismo para mapeamento do fundo do mar com finalidade bélica. O sonar marítimo foi decisivo no final da Primeira e durante a Segunda Guerra Mundial.

Já em 1935, Sergei Y. Sokolov utilizou pela primeira vez a ultrassonografia para uma aplicação industrial. Nesse experimento, os ultrassons foram usados com o objetivo de verificar a homogeneidade de estruturas maciças, permitindo o diagnóstico de falhas em peças metálicas.

Em 1942, houve a introdução da ultrassonografia à Medicina por Karl T. Dussik, que foi o primeiro cientista a postular a possibilidade de mapear os tecidos humanos e obter sua imagem através da produção de ecos. A

continuação dos estudos permitiu que, em 1945, houvesse a obtenção da primeira imagem seccional em modo B, por Douglas Howry e William Roderic Bliss. Em 1958, houve a publicação do primeiro trabalho de ultrassonografia em ginecologia e obstetrícia por Ian Donald. Esse foi um marco nessa especialidade médica, que até então não dispunha de um método efetivo de diagnóstico por imagem durante a gravidez, uma vez que o uso da radiação ionizante é inteiramente contraindicado no primeiro trimestre de gestação e não é recomendado nos dois últimos – exceto em situações clínicas específicas.

Em 1954 e 1957, Eduard J. Baldes e Henri P. Kalmus deram início ao estudo fluxométrico com base no efeito doppler, que se tornou um dos recursos indispensáveis na ultrassonografia atual para a observação do fluxo sanguíneo nas artérias e veias. Entretanto, a ultrassonografia, na forma como é concebida na atualidade, só foi possível em 1965 com a publicação da técnica de exame em tempo real por Walter E. Krause e Richard E. Soldner. Até então, só era possível obter imagens estáticas, e às vezes era necessário até um minuto para a obtenção da imagem de um único corte.

Como uma tecnologia em constante avanço, ao longo do tempo tornou-se necessário melhorar a qualidade da imagem, o que está condicionado ao emprego de sondas que utilizem frequências mais altas. O uso dessas sondas só é possível quando as estruturas de interesse de estudo estão mais superficiais. Assim, para que essas sondas pudessem ser utilizadas na cavidade abdominal, teriam de ser criados dispositivos intracavitários. Em 1967, ocorre a introdução do transdutor transvaginal, por Alfred Kratochwil, e, em 1974, do transdutor transretal por Hiroki Watanabe. Ainda como avanço necessário à melhoria da imagem, em 1972 houve a introdução da escala de cinzas na geração da imagem por George Kossoff e William Garret, o que permitiu uma melhora na resolução por contraste.

Em 1979, os trabalhos de Marco Brandestini sobre o doppler colorido melhoram muito a técnica de estudo de fluxo, permitindo converter os sinais obtidos em espectros de cores relacionados à variação doppler.

Finalmente, no final do século XX ressalta-se o aparecimento da ultrassonografia tridimensional, inicialmente por tecnologia de reconstrução

(ultrassom 3D). Nos dias atuais é possível gerar a imagem tridimensional de objetos em tempo real por um processo denominado “ultrassom 4D”. Essa técnica representa um grande avanço em termos do aspecto final da imagem, permitindo uma perfeita visibilização das estruturas anatômicas; entretanto, não substitui o modo bidimensional convencional, já que todas as medidas são obtidas nesse modo.

7.3 O Efeito Piezelétrico

Alguns cristais encontrados na natureza, quando são comprimidos, possuem a propriedade de gerar uma diferença de potencial (tensão elétrica). A diferença de potencial gerada é proporcional ao grau de compressão: quanto mais se comprime, maior é o valor da diferença de potencial. Da mesma forma, se esse cristal é distendido, é gerada uma diferença de potencial com polaridade inversa. Esse fenômeno, descrito em 1930 por Pierre Curie, é chamado de “efeito piezelétrico” e abriu as portas para o estudo da ultrassonografia.

Posteriormente foi observada a ocorrência do processo inverso nesses cristais: quando submetidos a uma diferença de potencial, ocorre a compressão ou distensão. A compressão ocorre com uma polaridade e distensão com uma polaridade invertida. Esse fenômeno é denominado “efeito piezelétrico invertido”.

Os cristais que possuem essas propriedades são denominados “cristais piezelétricos”. Dentre os materiais encontrados na natureza com essa característica, o mais importante é o quartzo. Nos dias atuais, entretanto, a maioria das sondas dos aparelhos de ultrassom utiliza cristais cerâmicos sintéticos devido à dificuldade de obtenção de quartzo com o elevado grau de pureza exigido nas aplicações dos ultrassons.

7.4 A interação do som com os tecidos

A passagem do som através dos materiais é acompanhada de modificações em suas variáveis físicas dependendo das propriedades do meio por onde se propaga. Da mesma forma, o som pode exercer ações sobre o meio de propagação, dependendo das características da onda sonora.

A velocidade de propagação do som nos tecidos

As propriedades do som dependem das características da fonte sonora e do meio de propagação. Quando se mantém fixa a fonte sonora, o que determina a velocidade de propagação e as características ondulatórias da onda transmitida é a estrutura atômica e molecular do meio por onde a onda se propaga. A velocidade do som depende da densidade do meio e, principalmente, de sua compressibilidade (ou dureza). A velocidade de propagação da onda sonora é maior nos meios mais duros; já naqueles materiais altamente compressíveis, como os gases, a transmissão do som se dá mais lentamente devido às maiores excursões das moléculas na transmissão da onda sonora. De modo geral, pode-se dizer que as velocidades de propagação do som são menores nos gases, maiores nos meios líquidos e ainda maiores nos meios sólidos.

A densidade do meio também determina a velocidade de propagação da onda sonora. O som tende a se mover mais lentamente através de um material composto de moléculas mais pesadas do que através de um material composto de moléculas mais leves. Assim, quanto maior é a densidade do meio de propagação do som, menor é sua velocidade de propagação. Entretanto, a densidade tem um caráter secundário na determinação da velocidade sonora em relação à dureza. Mesmo que ela seja numericamente maior ou menor para diferentes meios, a diferença de velocidade de propagação é determinada pelas diferentes durezas. A densidade só é determinante na velocidade de propagação da onda sonora numa situação hipotética em que dois meios apresentem o mesmo grau de dureza mas diferentes densidades: nesse caso, a velocidade de propagação é maior no meio de propagação de menor densidade.

Tabela 7.1 – Velocidade de propagação sonora em vários meios

Meio	Velocidade de propagação ($m.s^{-1}$)
Ar	331
Água	1.495
Cérebro	1.445
Fígado	1.560
Gordura	1.450
Músculo	1.585
Ossos	4.080
Rim	1.561
Tecidos moles (média)	1.540

Geralmente, quanto maior a dureza do meio, maior é a sua densidade, mas essa não é uma regra absoluta: o mercúrio, por exemplo, é cerca de treze vezes mais denso que a água, mas apresenta a mesma velocidade de propagação do som que ela, pois a compressibilidade da água é muito menor que a do mercúrio.

A tabela 7.1 ilustra a velocidade de propagação do som através de diferentes tecidos humanos. Com base na velocidade média do som nos tecidos moles, os instrumentos de ultrassonografia realizam os cálculos que resultam nas imagens apresentadas pelo monitor.

A intensidade sonora

A intensidade é outro parâmetro que sofre alterações importantes durante a propagação do som pelos tecidos e pode ser medida de forma absoluta ($W.cm^{-2}$) ou relativa. A intensidade sonora relativa leva em consideração outra onda sonora de referência, a qual é expressa em decibéis e definida pela equação 7.3.

$$dB = 10. log\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad 7.3$$

Onde I é a intensidade da onda sonora que está sendo comparada e I_0 é a intensidade da onda sonora de referência. O decibel é a unidade de proporção

de intensidade. A menos que seja dada outra referência, a intensidade de referência é de 10^{-16} W.cm^{-2}, que é considerada a mais baixa intensidade que o ouvido humano é capaz de perceber.

Um feixe sonoro sofre alterações progressivas durante sua passagem pelos tecidos e a mais importante delas é a atenuação, que é a diminuição progressiva da intensidade do feixe sonoro à medida que ele se propaga pelo meio.

A atenuação do feixe sonoro ocorre principalmente devido a três fatores: divergência do feixe sonoro, absorção da energia do som pelo tecido e deflexão da onda sonora.

Tabela 7.2 – Coeficientes de absorção

Meio	Coeficiente de absorção (dB.cm^{-1})
Água	0,0022
Sangue	0,18
Gordura	0,63
Fígado	0,94
Rim	1,00
Osso	20,00

Assim que o feixe sonoro é produzido, há uma tendência à sua divergência e, consequentemente, ocorre o espalhamento de sua energia por uma área seccional maior. Como a intensidade do feixe sonoro é proporcional à energia por unidade de área, ela decresce proporcionalmente à divergência do feixe.

A absorção é a transferência de energia do feixe sonoro para o tecido. Ela ocorre pela geração de calor devido ao atrito entre as moléculas do meio quando o som o atravessa. A tabela 7.2 apresenta o coeficiente de absorção típico para diversos tecidos do corpo humano.

Outro aspecto determinante da atenuação sonora é a frequência do feixe sonoro. Para um mesmo meio, quanto maior a frequência, menor é o comprimento de onda, e, como consequência, estruturas menores se tornam capazes de gerar ecos, resultando em maior atenuação do feixe sonoro. Por

essa razão, quanto maior a frequência, maior é a atenuação sonora. Essa observação leva a uma importante conclusão de ordem prática na ecografia: quando o objetivo é estudar estruturas profundas, são necessárias frequências sonoras menores do que aquelas empregadas para visibilização de estruturas mais superficiais.

Pelos dados da tabela 7.3 se pode observar o aumento do valor médio do coeficiente de atenuação para tecidos moles devido ao aumento da frequência da fonte sonora. Como consequência dessa característica, quanto maior a frequência, menor é a capacidade de penetração do feixe sonoro.

Tabela 7.3 – Relação entre frequência e intensidade sonora

Frequência (MHz)	**Coeficiente de atenuação médio para tecidos moles ($dB.cm^{-1}$)**	**Redução da intensidade após 1cm de trajeto (%)**
2,0	1,0	21
3,5	1,8	34
5,0	2,5	44
7,5	3,8	58
10,0	5,0	68

A deflexão da onda é a alteração na direção da propagação do feixe sonoro em relação à direção inicial, podendo ser difusa (deflexão por espalhamento) ou especular. O espalhamento ocorre quando a superfície na qual o som incide tem tamanho menor que o comprimento de onda da onda sonora ou quando ele se depara com um meio não homogêneo. Para ilustrar a reflexão difusa faz-se uma analogia com a luz na neblina, onde não se consegue distinguir com clareza os objetos, pois a luz sofre múltiplos desvios de trajetória ao atravessar as gotículas de água suspensas no ar até atingir nossos olhos. De maneira semelhante, na ecografia, a textura dos órgãos é obtida pelo mesmo mecanismo: ocorre um redirecionamento do som quando ele encontra as diversas moléculas constituintes do tecido, o que confere uma textura ecográfica característica para cada órgão ou estrutura estudada.

A reflexão especular ocorre sempre que um feixe atinge uma fronteira entre dois tecidos com impedâncias sonoras diferentes, ou seja, que oferecem diferentes graus de resistência à passagem do som. Entretanto, nem todo o som é necessariamente refletido, podendo também ser transmitido, o que é determinado pela Lei de Snell.

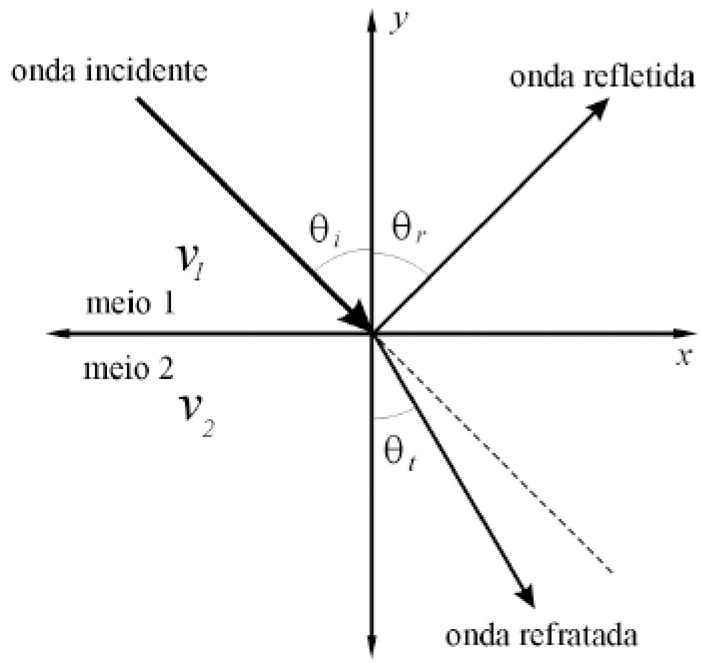


Figura 7.3 – Representação esquemática da Lei de Snell

A figura 7.3 ilustra a Lei de Snell, onde a velocidade do som no meio 1 é v_1, enquanto a velocidade do som no meio 2 é v_2. Quando a onda sonora atinge a interface entre os dois meios, parte da onda é refletida e parte é refratada. A refração é o desvio da direção do feixe sonoro após sua passagem pela interface, e o ângulo de reflexão é igual ao ângulo de incidência. Por essa razão, na técnica de eco pulsátil, na qual se utiliza o mesmo transdutor tanto para emitir os pulsos quanto receber ecos, o transdutor deve estar posicionado de forma que o feixe sonoro seja perpendicular à interface, pois somente nessa situação são gerados ecos especulares que retornam na direção do transdutor. Quaisquer outros ângulos levam à reflexão dos ecos para além do transdutor, não sendo possível captá-los.

A Lei de Snell faz a relação do ângulo de desvio do feixe transmitido em função do ângulo de incidência e das velocidades de propagação do som entre os dois meios, de acordo com a equação 7.4.

$$\frac{sen\theta_i}{sen\theta_t} = \frac{v_1}{v_2} \quad 7.4$$

Todo o som incidente é refletido ou transmitido numa proporção determinada pela diferença de impedância entre dois meios. Quando existe grande diferença de impedância sonora entre os dois meios, a maior parte do som é refletida. É por esse motivo que se faz necessário o uso de um agente acoplador entre a pele e o transdutor na ultrassonografia, para eliminar a camada de ar existente entre esses dois meios, pois a grande diferença entre a impedância sonora do ar e dos tecidos moles faria com que a quase totalidade do som fosse refletido. Na prática, o agente acoplador utilizado é um gel desenvolvido para essa finalidade. Já no caso dos ossos, sua impedância acústica é bem maior que a dos tecidos moles, o que, somado ao seu grande coeficiente de absorção sonora, explica o bloqueio à passagem do som por estruturas ósseas, tendo como consequência a geração de uma sombra acústica posterior a essas estruturas. A tabela 7.4 apresenta as impedâncias acústicas para diferentes materiais e tecidos.

Tabela 7.4 – Impedâncias acústicas em diferentes meios

Tecido/material	Impedância acústica (Rayl x 10^{-5})
Ar	0,004
Gordura	1,38
Água	1,48
Sangue	1,61
Rim	1,62
Tecidos moles	1,63
Fígado	1,65

Músculo	1,70
Osso	7,80

7.5 Os transdutores

O transdutor é um dispositivo que converte uma forma de energia em outra forma diferente de energia. O transdutor utilizado em ultrassonografia é o cristal piezelétrico, que transforma a energia sonora em energia elétrica e vice-versa. Na prática diária, todavia, chama-se de transdutor o conjunto formado pelo cristal e seu envoltório. "Sonda de ultrassonografia" é outra denominação dada ao dispositivo transdutor de ultrassom, que está ilustrado na figura 7.4. Ele é composto pelos cristais piezelétricos, pelo material amortecedor colocado posteriormente aos cristais, e pela camada de interposição posicionada anteriormente a eles. Essa camada de interposição possui uma impedância acústica intermediária entre os cristais e a superfície de contato do paciente. Dessa forma, diminui a reflexão sonora e, consequentemente, melhora a transmissão do som para os tecidos. O amortecedor tem a função de abafar de forma controlada a vibração dos cristais, condicionando uma diminuição do comprimento espacial do pulso, o que é fundamental para a resolução da imagem gerada na ultrassonografia.

O transdutor de ultrassom pode operar em dois modos distintos: contínuo ou pulsátil. No modo contínuo, é aplicada uma corrente elétrica constante no cristal, produzido um feixe sonoro contínuo. Nesse caso, é necessária a existência de um segundo cristal para captar os ecos que retornam dos tecidos. Esse modo de operação é utilizado principalmente no estudo de fluxo vascular com doppler de onda contínua, como o sonar obstétrico.

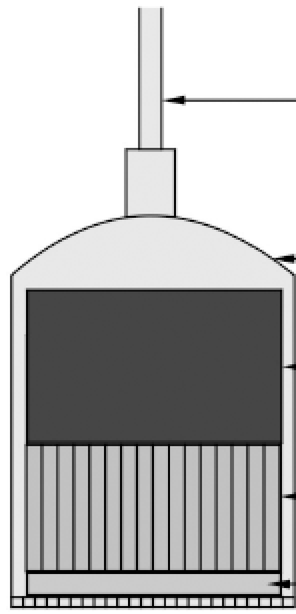


Figura 7.4 – Representação esquemática de um transdutor de ultrassom

No modo pulsátil há emissão sequencial de pulsos elétricos que geram pequenos pulsos sonoros, cada um deles com duração de aproximadamente um microssegundo (10^{-6} segundos). Como a taxa de repetição de pulsos é de aproximadamente mil vezes por segundo, o mesmo cristal é utilizado tanto para transmitir quanto para receber, pois no intervalo de tempo entre as emissões dos pulsos o transdutor fica disponível para captar os ecos que retornam dos tecidos.

Os transdutores, ou sondas, utilizados nos exames de ultrassonografia podem apresentar vários formatos, de acordo com a sua frequência de operação e o objetivo do estudo. Além disso, dependendo do fabricante, pode haver pequenas variações na forma externa para um mesmo tipo de sonda de ultrassom. A figura 7.5 ilustra os modelos de sondas de ultrassom mais utilizados na prática médica: lineares, convexas e endocavitárias.

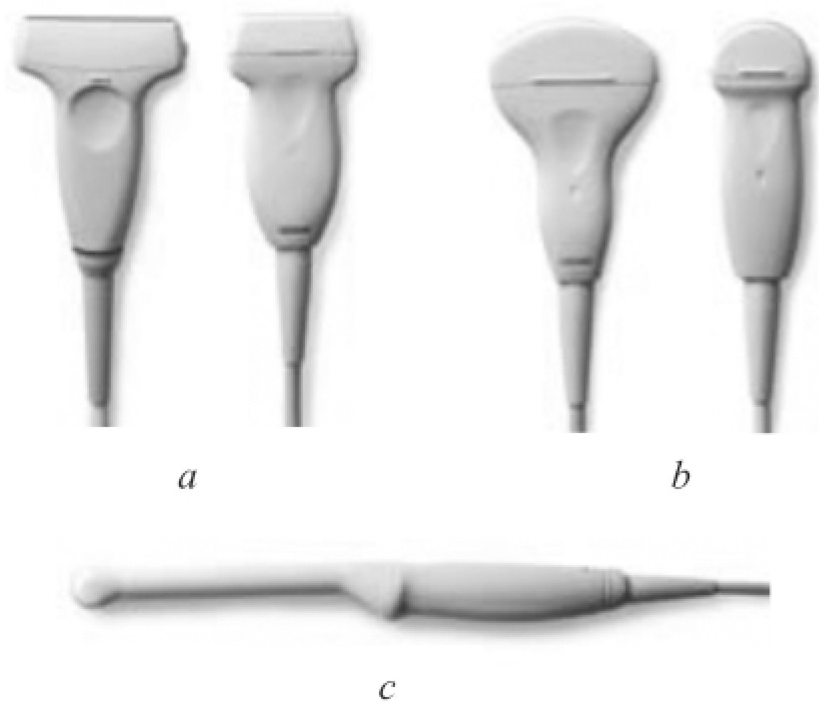


Figura. 7.5 – Sondas de ultrassonografia: lineares (*a*), convexas (*b*), e endocavitária (*c*)

A escolha de uma determinada sonda não é feita ao acaso, mas depende do tipo de exame a ser realizado e da profundidade em que se encontram as estruturas a serem pesquisadas. As sondas convexas são sondas de menor frequência (em torno de 2,5 a 5,0 MHz), utilizadas para a observação de estruturas profundas, enquanto as sondas lineares são de alta frequência (em torno de 7,5 a 13 MHz), indicadas para estruturas mais superficiais, apesar de ainda existirem no mercado alguns modelos mais antigos de sondas lineares que operam em baixa frequência e que desempenham a mesma função das sondas convexas. As sondas endocavitárias também são de alta frequência (em torno de 5,0 a 7,5 MHz), mas também permitem o estudo de estruturas profundas por serem introduzidas até próximos da estrutura de interesse (como útero ou próstata). Existem ainda as sondas setoriais, que se destinam a fazer varreduras de pequena extensões, como entre os espaços intercostais. Essas sondas podem operar em alta ou em baixa frequência, dependendo de sua especificação.

7.6 Feixes sonoros

Para a compreensão do comportamento dos feixes sonoros, é necessário conhecer a definição de resolução em ultrassonografia. Operacionalmente ela pode ser definida como a distância mínima existente entre dois pontos em que eles ainda são individualizados e não interpretados como um único ponto. A resolução axial é a separação mínima entre dois pontos refletores paralela à direção da propagação do feixe sonoro. É também chamada de resolução longitudinal ou resolução de profundidade. A resolução axial é igual à metade do comprimento espacial do pulso sonoro.

A resolução lateral é a separação mínima entre dois refletores na direção perpendicular à propagação do feixe sonoro. Para que eles sejam interpretados como pontos distintos, a distância entre eles deve ser maior que o diâmetro do feixe sonoro.

A figura 7.6 ilustra um feixe sonoro típico e o conhecimento de sua forma torna mais fácil o entendimento de algumas propriedades desse feixe utilizado em ultrassonografia. O componente convergente do feixe é chamado de "zona próxima" ou "zona de Fresnel", enquanto seu componente divergente é chamado de "zona distante" ou "zona de Fraunhofer". O ponto de máxima convergência é chamado de "ponto focal" e é nesse ponto que ocorre a máxima resolução lateral, pois nesse local o feixe sonoro tem o seu menor diâmetro. A zona próxima também é denominada "distância focal". Uma distância focal que varia de 9 a 13 cm é usada para a maioria das aquisições de imagens para exames da cavidade abdominal e pélvica, enquanto o exame de estruturas superficiais requer o uso de transdutores que apresentem uma distância focal menor. Como regra geral, a parte mais estreita do feixe deve ficar na profundidade em que se deseja a maior resolução, ou seja, onde se encontra o objeto de estudo.

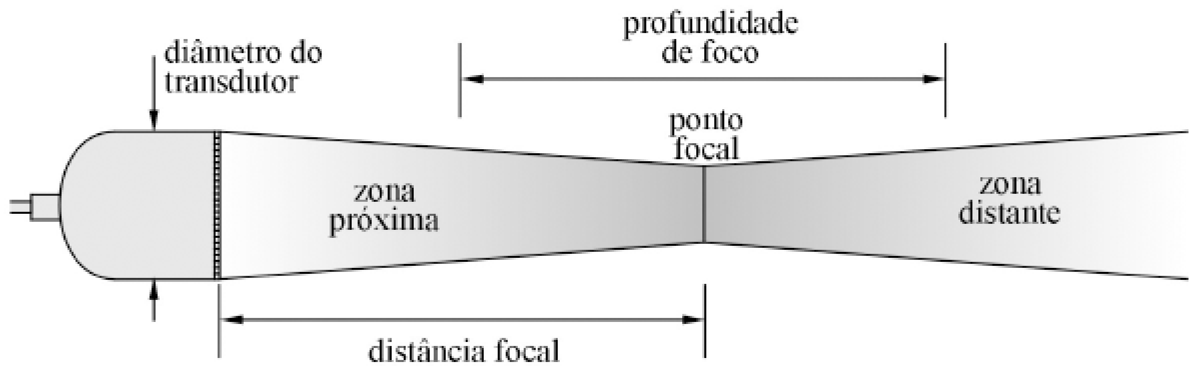


Figura 7.6 – Representação de um feixe sonoro característico

Ao redor do ponto focal existe uma zona em que o feixe tem pequena espessura, portanto, uma boa resolução lateral. Essa região é denominada "profundidade de foco" e tem o mesmo comprimento da distância focal, sendo distribuída a partir do ponto focal, metade antes e metade depois do mesmo.

A focalização do feixe pode ser obtida pela colocação da lente acústica à frente do transdutor, ou por adaptação típica do transdutor, quando ele tem uma superfície curva, ou é segmentado e controlado eletronicamente por meio do atraso no disparo de pulsos em cristais montados sequencialmente.

O comprimento da zona próxima, ou zona de Fresnel (F), é determinado pelo comprimento de onda do feixe sonoro (λ) e pelo diâmetro do transdutor (r). A equação 7.5 faz a relação entre a zona próxima, o comprimento de onda e o diâmetro do transdutor.

$$F = \frac{r^2}{\lambda} \qquad 7.5$$

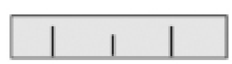
A partir da equação 7.5, à primeira vista, se pode concluir que, para um mesmo transdutor, o comprimento da zona próxima é maior naquele que opera com uma frequência maior. Isso cria a impressão de que ele seria mais adequado ao estudo das estruturas profundas, o que é falso, pois quanto maior a frequência, menor o comprimento de onda e, portanto, maior é absorção do som pelos tecidos, o que impede que ele atinja grandes profundidades. Os transdutores de alta frequência são utilizados para o estudo de estruturas

superficiais através da mudança artificial do foco para distâncias mais próximas da superfície.

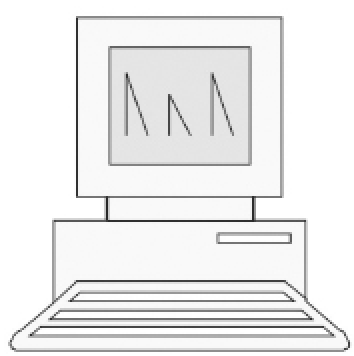
7.7 Modos de apresentação das imagens

Na obtenção de imagens, a visibilização é feita através do monitor de vídeo. A informação pode ser liberada nos modos A, B e M. A figura 7.7 ilustra os modos A e B. O modo A (de "amplitude") é unidimensional e nele a imagem é gerada em picos verticais produzidos por cada eco que retorna ao transdutor, sendo a altura desses picos proporcional à intensidade dos ecos.

O modo B (de "*brightness*") utiliza os sinais que retornam para gerar pontos brilhantes na tela, sendo que a intensidade do brilho é proporcional à intensidade do eco naquele ponto. Uma estrutura que gera muitos ecos é denominada "hiperecogênica" ou "hiperecoica", como é o caso das estruturas que contêm cálcio. Do mesmo modo, uma estrutura que gera poucos ecos é denominada "hipoecogênica" ou "hipoecoica", como é o caso de alguns nódulos sólidos. Quando uma estrutura não gera ecos de resposta, ela é denominada "anecoica" ou "anecoide", sendo este o caso das massas contendo líquido, conhecidas como "cistos", ou estruturas anatômicas que contenham líquido, como a vesícula biliar e a bexiga em repleção.



a



b

Figura 7.7 – Representação do modo a: meio com três refletores (*a*), ecos captados sob a forma de espículas na tela do monitor (*b*)

O modo B pode ser estático ou em tempo real. No modo B estático, a imagem é obtida pelo deslocamento manual do transdutor, o que muda sucessivamente o plano de corte. A imagem é um somatório das varreduras obtidas e, portanto, não se presta ao estudo de estruturas dinâmicas.



Figura 7.8 – Fotografia de um corte de fígado para documentação de uma ultrassonografia no modo B

No modo B, em tempo real, o redirecionamento do feixe sonoro é obtido por meios mecânicos ou eletrônicos. É um processo rápido que permite a aquisição de vários quadros por segundo, o que torna possível acompanhar estruturas em movimento no campo de observação, daí sua denominação "tempo real". A figura 7.8 é uma foto retirada para documentação durante um estudo de ultrassonografia no modo B. É neste modo, em tempo real, que se gera a maioria das imagens conhecidas na rotina da ecografia diagnóstica.

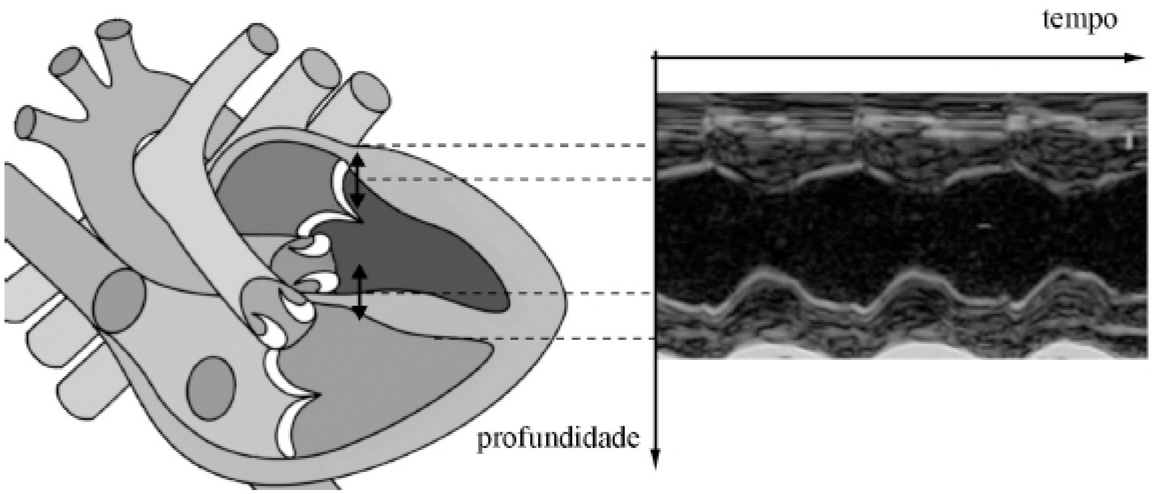


Figura 7.9 – Representação esquemática do movimento de uma estrutura no modo M

O modo M (de "*motion*") é o resultado do deslocamento do modo B ao longo da face de um osciloscópio de alta persistência, isto é, o movimento da esquerda para a direita cria um traçado que representa o movimento dos objetos em relação ao tempo. Nele, o eixo vertical representa a profundidade e o eixo horizontal, o tempo. A figura 7.9 ilustra o movimento de pulsação em determinado ponto do coração devido ao bombeamento do sangue com o sinal de informação diagnóstica gerado pelo modo M. Durante o bombeamento do sangue, a variação da pressão interna do ventrículo esquerdo devido à pulsação faz com que haja seguidas dilatações da câmara cardíaca que promovem o deslocamento de suas paredes, conforme apresentam as setas de deslocamento. Essa movimentação das paredes da câmara gera um sinal ao longo do tempo, apresentado no gráfico "tempo x profundidade". Esse sinal gerado é utilizado como informação no processo diagnóstico.

Recentemente, tem-se difundido a tecnologia tridimensional, conhecida como "ultrassonografia 3D ou 4D", quando se refere a imagens tridimensionais por reconstrução ou imagens tridimensionais em tempo real, respectivamente. Essas duas formas de aquisição da imagem tridimensional são feitas em modo B e permitem obter informações volumétricas dos órgãos e estruturas pesquisadas, o que é de grande apoio diagnóstico na melhor caracterização morfológica de informações obtidas pelo modo B usual, que permanece como base para a pesquisa das imagens em ultrassonografia. A

figura 7.10 apresenta a imagem de uma face fetal obtida pela ecografia tridimensional de superfície.



Figura 7.10 – Imagem tridimensional de superfície de uma face fetal

7.8 O efeito doppler

Quando se faz a varredura de uma secção na qual o refletor está parado, as ondas sonoras refletidas têm a mesma frequência que as ondas originalmente transmitidas. Entretanto, se o refletor está em movimento, as ondas sonoras refletidas têm uma frequência diferente das originais. Essa mudança aparente da frequência sonora ou de seu comprimento de onda na presença de um movimento relativo do refletor em relação à fonte sonora é denominada "efeito Doppler".

Na vida cotidiana é possível observar facilmente o efeito Doppler. O som emitido pela sirene de uma ambulância é percebido de forma diferente de acordo com a sua trajetória: quando o veículo está se aproximando, o som é

mais agudo, ou seja, com uma frequência mais alta; quando o veículo se afasta, o som é mais grave, com uma frequência mais baixa.

A figura 7.11 ilustra a razão física desse fenômeno. Quando a fonte emissora se aproxima do receptor do som, a frequência do som aumenta porque um maior número de ciclos passa pelo receptor num menor período de tempo. Embora a frequência emitida pela fonte seja constante, a frequência recebida pelo observador do qual a fonte se aproxima é maior. Do mesmo modo, quando a fonte emissora e o receptor do som se afastam, o número de ciclos recebidos pelo receptor na unidade de tempo é menor, portanto, a frequência recebida torna-se menor que a emitida.

Como matematicamente a frequência é inversamente proporcional ao comprimento de onda, o comprimento da onda sonora é menor quando a fonte e o receptor se aproximam, e maior quando se afastam.

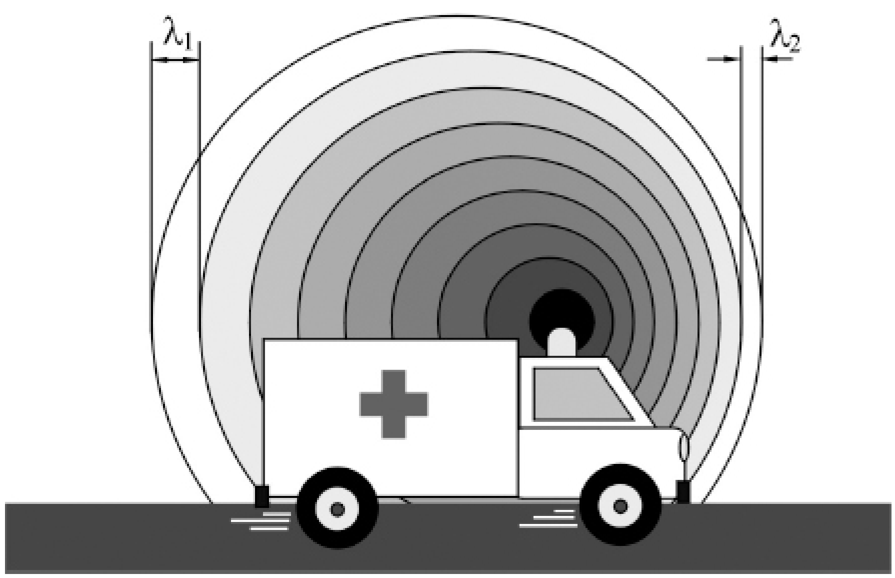


Figura 7.11 – Representação do efeito Doppler

Quando o aparelho de ultrassonografia possui um dispositivo de doppler e há um objeto refletor em movimento, existe uma diferença entre a frequência emitida pelo transdutor e a frequência por ele captada, quando o movimento é de aproximação ou de afastamento do transdutor. É esse fenômeno que possibilita o estudo do padrão de fluxo de artérias, veias ou quaisquer outras estruturas anatômicas que apresentem algum tipo de fluxo. A documentação

de um exame com doppler se baseia no fato de que a diferença entre as frequências emitida e captada pelo transdutor se situa na faixa audível do som, e é esse mecanismo que permite, por exemplo, ouvir os batimentos cardíacos de um feto por meio do uso da função doppler do aparelho de ultrassom, quando o aparelho dispõe dessa função.

Essa diferença de frequência pode ainda ser convertida em sinais de vídeo pelo *power* doppler, que mostra a existência do fluxo em um local, ou do *color* doppler, que possibilita o uso de cores para discriminar as características do fluxo conforme seu sentido em relação ao transdutor. Convenciona-se, de modo geral, representar o fluxo que se aproxima do transdutor na cor vermelha, e o fluxo que se afasta na cor azul. Entretanto, tais parâmetros podem ser mudados pelo operador. Essa diferença de frequência pode ser convertida em traçados gráficos que mostram, além da direção de fluxo, outros dados, como a velocidade de fluxo e o tempo de aceleração.

As figuras 7.12 e 7.13 apresentam imagens de um estudo vascular. Na figura 7.12 aparecem dois vasos, um venoso e outro arterial, portanto, com fluxos em direções opostas. O vaso cujo fluxo se afasta do transdutor (fluxo retrógrado) e apresenta-se em azul na escala de cores, e o vaso cujo fluxo se aproxima do transdutor (fluxo anterógrado) é apresentado em vermelho. A figura 7.13 apresenta dois traçados gráficos relativos aos vasos apresentados na figura 7.12. A imagem (*a*) apresenta o traçado gráfico bifásico do estudo do vaso arterial, e a imagem (*b*) o traçado gráfico monofásico do vaso venoso.



Figura 7.12 – Documentação de um estudo com Doppler

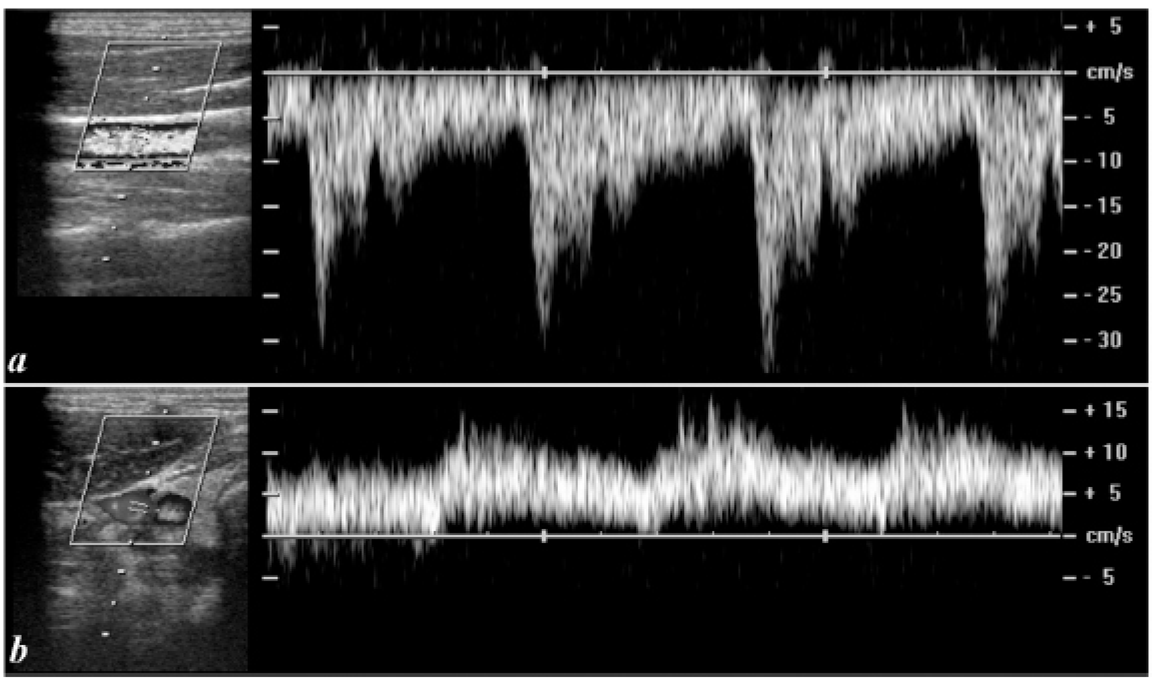


Figura 7.13 – Traçados gráficos vasculares: vaso arterial (*a*), vaso venoso (*b*)

7.9 Artefatos em ultrassonografia

Artefato em ultrassonografia é uma imagem que representa inadequadamente as estruturas visibilizadas em uma determinada varredura ou o fluxo presente em um determinado local. Alguns artefatos são produzidos pelo uso inadequado da instrumentação do aparelho de ultrassom, como por exemplo, com uso de ganho ou de compensação incorretos. Outros, entretanto, podem ocorrer com a utilização da técnica e equipamento adequados, sendo inerentes ao método.

Os artefatos podem dificultar a visibilização das estruturas, como as reverberações causadas por gases das alças intestinais ou a sombra acústica posterior a um osso. Em outras situações é exatamente sua ocorrência que permite a caracterização da estrutura visibilizada, como o reforço acústico posterior a uma estrutura cística ou a existência de sombra acústica posterior aos cálculos.

A seguir são apresentados os artefatos mais relevantes na prática diária da ultrassonografia diagnóstica, quer por sua alta incidência, quer por sua importância para o resultado diagnóstico, prejudicando ou corroborando com o mesmo. Esses artefatos estão divididos em artefatos de resolução, artefatos inerentes à técnica e artefatos de atenuação sonora.

Artefatos de resolução

De um modo genérico, resolução é a capacidade de que dois pontos adjacentes entre si sejam individualizados e não visibilizados como um único ponto, o que levaria a uma perda de detalhes. Assim, os limites de resolução lateral e axial em si já são artefatuais se a distância existente entre duas estruturas refletoras for menor que a resolução lateral ou axial, pois esses dois refletores são identificados como um único objeto, e portanto, registram uma única informação na imagem.

Artefatos inerentes à técnica

Os artefatos inerentes à técnica ocorrem porque os equipamentos de ultrassonografia fazem seus cálculos baseados nas seguintes condições ideais: o som sempre se propaga em linha reta; os ecos retornam somente de objetos

situados ao longo do feixe sonoro; a amplitude dos ecos é sempre proporcional às propriedades refletoras ou dispersoras dos materiais que compõem o objeto; e a distância do transdutor ao objeto é proporcional ao tempo de ida e volta do som.

Quando uma ou mais dessas condições não ocorre, pode haver geração de artefatos na imagem diagnóstica. Entre esses artefatos destacam-se:

- a espessura da seção
- a refração
- o trajeto múltiplo
- a imagem em espelho
- os lobos laterais
- o erro de velocidade de propagação
- a ambiguidade de profundidade

a. Espessura da seção

Quando é gerada uma imagem de corte de um órgão, a onda sonora que deu origem a essa imagem se propagou através de uma fatia delgada de tecido, um volume. A imagem produzida na tela do monitor é bidimensional e, para obtê-la, a espessura da fatia (dimensão do eixo Z) é reduzida a zero. Essa "compactação" da fatia pode resultar em um artefato de espessura da seção, pois os ecos recebidos mais importantes são aqueles originados do centro do feixe, entretanto, também são gerados ecos das estruturas laterais ao eixo central e que se encontram no volume da fatia de propagação do som. Assim, por exemplo, pode haver falsos debris dentro de uma estrutura cística que são originários de outras estruturas fora do eixo central do feixe sonoro.

A figura 7.14 apresenta em (*a*) um corte do fígado no plano da vesícula biliar, que é preenchida por líquido de aspecto anecoico. Sua avaliação em detalhe na imagem (*b*), obtida pela ampliação da região demarcada, evidencia falsos ecos no interior da vesícula biliar devidos ao artefato de espessura da seção, delimitado pela linha tracejada.

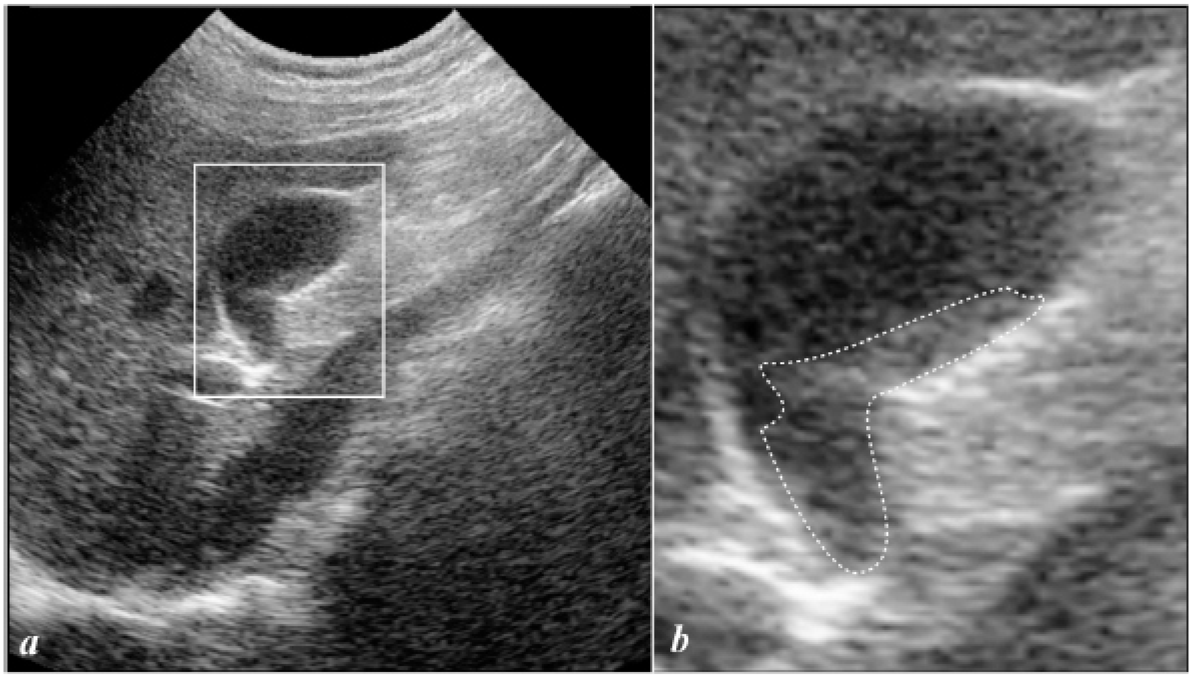


Figura 7.14 – Artefato de espessura da seção no interior da vesícula biliar

b. Reverberações

As reverberações são também conhecidas como "reflexões múltiplas" e podem ocorrer devido à presença de uma interface muito refletora (hiperecoica). Assim, a onda emitida pelo transdutor e refletida por essa estrutura gera um eco forte. Quando esse eco é recebido pelo transdutor, ocorre a visibilização correta da estrutura hiperecoica. No entanto, uma parte do eco não é convertida em pulso elétrico e é refletida pelo transdutor uma ou mais vezes. O sinal refletido pelo transdutor gera ecos secundários tardios que geram registros na imagem a intervalos de profundidade iguais à profundidade inicial e progressivamente menos intensos. Assim, cada vez que o sinal é refletido do transdutor, ele tem uma intensidade menor que no ciclo anterior. Esses sinais refletidos no transdutor terminam por gerar registros na imagem em regiões mais profundas que a estrutura real. Na figura 7.15, a imagem (*a*) ilustra artefatos gerados por reverberação devido a gases intestinais. Na imagem (*b*), um dos registros gerados por esse tipo de artefato está demarcado pela linha tracejada.

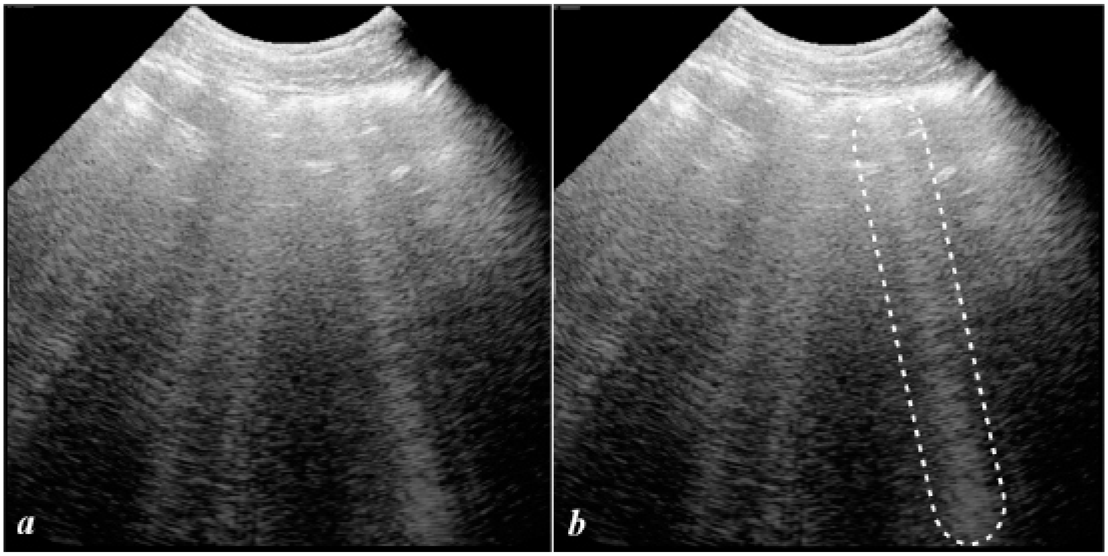


Figura 7.15 – Reverberações originadas por gases intestinais

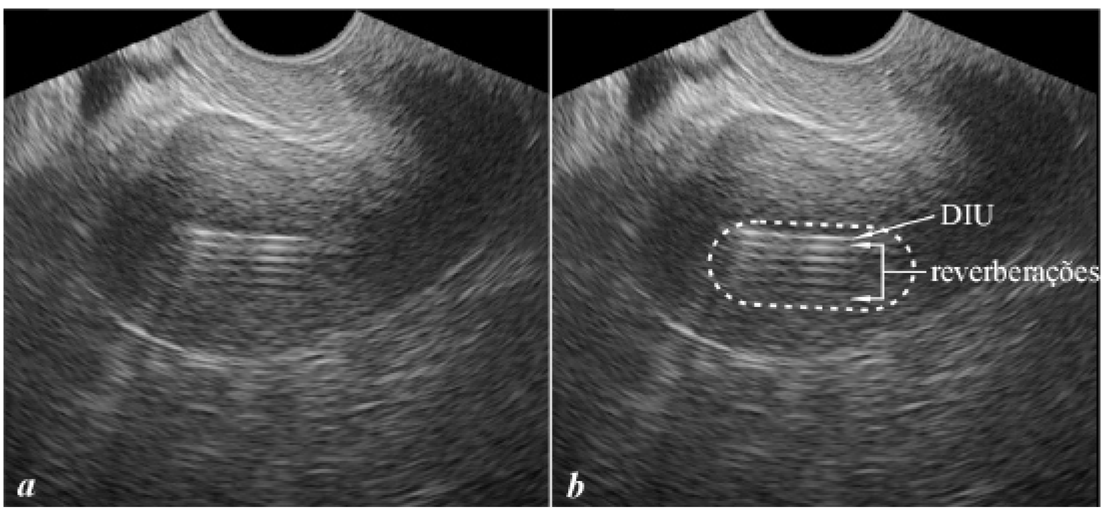


Figura 7.16 – Reverberações causadas pela presença de dispositivo intrauterino (DIU)

A figura 7.16 apresenta na imagem (*a*) o aparecimento de artefatos de reverberações originadas pela presença de um dispositivo intrauterino. A primeira linha hiperecogênica registrada na imagem corresponde ao registro real do DIU, enquanto as imagens seguintes são as reverberações. Na imagem (*b*), o registro do DIU e das reverberações está delimitada pela linha tracejada.

A figura 7.17 apresenta em (*a*) registros semelhantes de artefatos de reverberação causados pelo peritônio. Esses registros na imagem (*b*) estão delimitados pela linha tracejada.

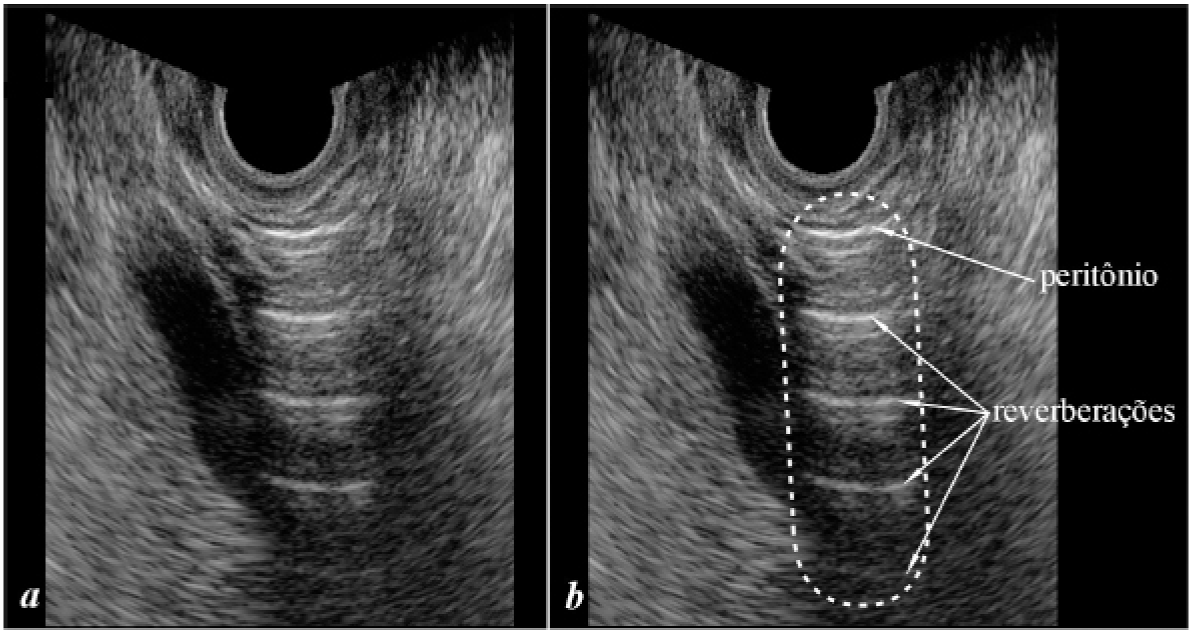


Figura 7.17 – Reverberações causadas pelo peritônio

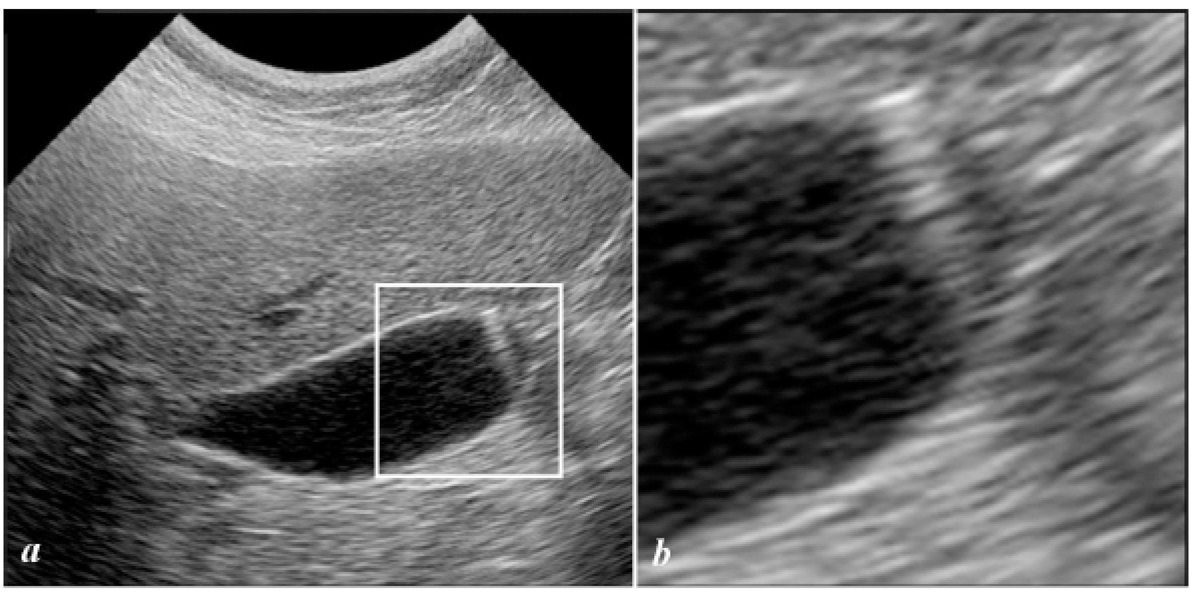


Figura 7.18 – 'Cauda de cometa' no fundo da vesícula biliar

Um tipo específico de reverberação é chamado de "cauda de cometa" e ocorre, por exemplo, devido a uma diferença de impedância sonora muito grande entre dois meios, como em interfaces geradas entre tecidos moles e gás. A figura 7.18, na imagem (*a*), ilustra a ocorrência desse fenômeno devido à grande diferença de impedância entre um pólipo e o conteúdo anecoico da

vesícula biliar. Sua avaliação em detalhe na imagem (*b*), obtida pela ampliação da região demarcada, evidencia uma sequência de pequenos traços claros posteriores ao pólipo, criando uma falsa imagem de ecos provenientes do interior da vesícula biliar.

c. Refração

A refração é uma mudança na direção de propagação do feixe sonoro que ocorre quando ele atravessa uma interface de dois meios que apresentam diferentes velocidades de propagação. Um exemplo típico desse tipo de ocorrência é a duplicação das estruturas pélvicas posteriores aos músculos retos do abdome, devido à refração ocorrida na interface entre os músculos e a gordura posterior a eles.

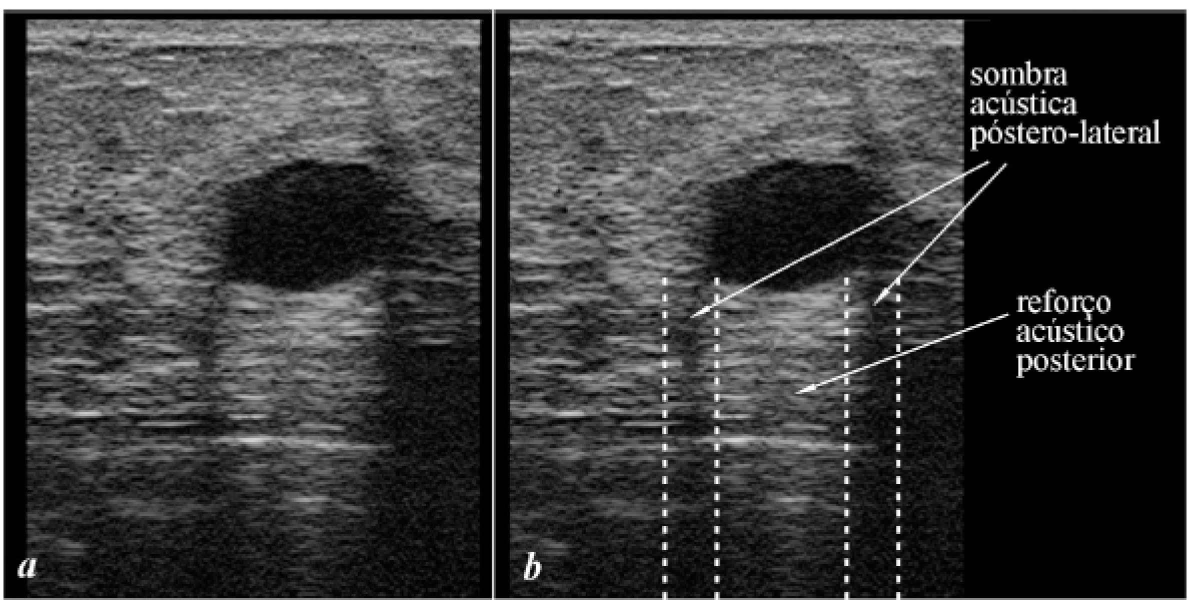


Figura 7.19 – Artefatos de sombra acústica póstero-lateral e de reforço acústico posterior a um cisto mamário

Outro exemplo da ocorrência de refração é a sombra acústica póstero-lateral às bordas de estruturas ovoides, como ocorre nos bordos da vesícula biliar ou de fibroadenomas. Essas estruturas ovoides fazem com que o som incidente nas suas bordas seja refletido para longe do transdutor, criando nos seus bordos póstero-laterais uma área desprovida de ecos. Esse artefato está

ilustrado na figura 7.19. Nessa imagem também aparece outro artefato, que ilustra o fato de que muitas vezes artefatos distintos podem coexistir em uma mesma imagem. Assim, além do artefato de refração, a imagem (*a*) apresenta também o artefato de reforço acústico posterior. Na imagem (*b*) estão indicadas as localizações dos dois tipos de artefatos em ultrassom.

d. Trajeto múltiplo

O trajeto múltiplo refere-se a uma situação na qual os trajetos do feixe incidente e dos ecos de retorno das estruturas refletoras são diferentes, ou seja, o eco não volta diretamente para o transdutor, causando posicionamento inadequado da imagem da estrutura refletora.

e. Imagem em espelho

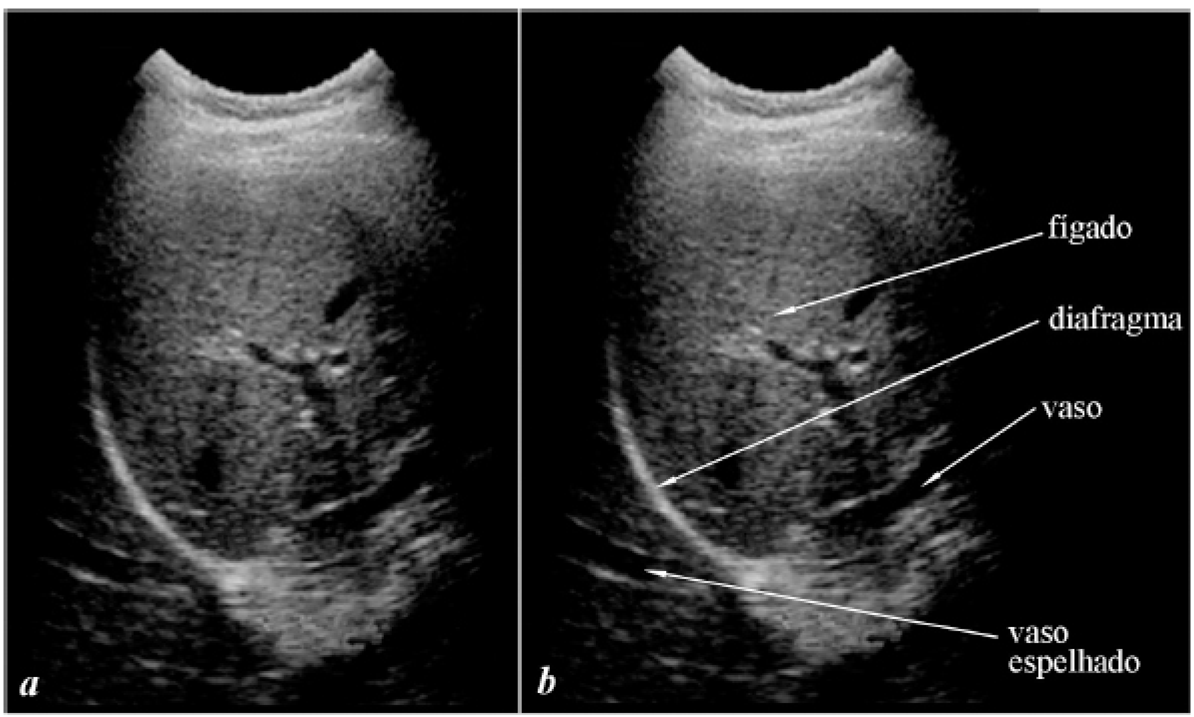


Figura 7.20 – Artefato de imagem em espelho

A imagem em espelho pode ocorrer em interfaces oblíquas de grande tamanho, como o diafragma. O som é refletido pelo diafragma em direção a

outra estrutura refletora e retorna ao diafragma, quando então é novamente refletido poe ele em direção ao transdutor. Esse processo promove a formação de uma imagem real e de uma segunda imagem posterior à interface. A figura 7.20 apresenta um corte de fígado. Na imagem (*a*) estão indicados um vaso hepático e o diafragma. Após o diafragma ocorre a geração da imagem em espelho do parênquima hepático. Através da imagem (*b*) é possível identificar claramente a reprodução da estrutura do vaso espelhada.

f. Lobos laterais

Apesar do sistema de ultrassonografia interpretar que toda reflexão sonora é gerada por estruturas localizadas no eixo de propagação do feixe sonoro, existem feixes laterais secundários menos intensos que geralmente não produzem ecos visíveis. No entanto, quando esses feixes laterais secundários encontram refletores fortes, como uma interface de tecidos moles com o osso ou com gás, os ecos aí formados podem atingir o transdutor gerando informações que são visibilizadas na imagem. Essas estruturas que aparecem na imagem devido a esses sinais ficam incorretamente localizadas, pois o sistema parte do princípio que foram produzidas pelo feixe principal.

g. Erro de velocidade de propagação

Os cálculos do aparelho de ultrassonografia são realizados com base na velocidade média de propagação do som através dos tecidos moles, que é de 1540m.s^{-1}. Se a velocidade de propagação no trajeto do feixe é maior que esse valor, os ecos retornam mais rapidamente ao transdutor e a estrutura refletora aparece representada na imagem mais próxima do transdutor do que aquela posição em que realmente se encontra. Se a velocidade de propagação do feixe é menor, ocorre o inverso, pois a estrutura aparece na imagem mais distante do transdutor do que realmente está. Assim, por exemplo, a baixa velocidade de propagação do som num implante de silicone mamário faz com que a parede torácica pareça estar mais profunda do que realmente está.

h. Ambiguidade de profundidade

Como o equipamento de ultrassonografia calcula a distância do refletor baseando-se no tempo de retorno do eco ao transdutor após a emissão do pulso, nas situações em que a frequência de repetição de pulso é muito alta, ecos de refletores mais distantes ainda não terão chegado ao transdutor quando um novo pulso for emitido, levando o aparelho a interpretar que o eco foi gerado pelo último pulso e, consequentemente, fazendo com que a estrutura refletora apareça mais próximo do que na verdade está.

Artefatos de atenuação

Os dois artefatos de atenuação são a sombra acústica posterior e o reforço acústico posterior. Esses artefatos são muito importantes devido ao seu papel no diagnóstico de algumas estruturas.

a. Sombra acústica posterior

A sombra acústica posterior ocorre devido à diminuição da amplitude do eco originado de uma estrutura refletora que se encontra posterior a outra fortemente atenuante ou a um refletor muito forte. A existência da sombra acústica posterior é que permite o diagnóstico de estruturas cálcicas, como os cálculos. Muitas vezes, pequenos cálculos são de difícil visibilização no interior do seio renal, uma vez que são estruturas hiperecogênicas dentro de outra estrutura também hiperecogênica. Nessa situação, somente o encontro da sombra acústica posterior permite o diagnóstico do cálculo.

É importante ressaltar que o artefato de atenuação não tem nenhuma relação com o sombreamento acústico póstero-lateral descrito anteriormente. A figura 7.21 ilustra uma imagem típica de sombra acústica posterior gerada por cálculos na vesícula biliar. Na imagem (*b*) essas sombras acústicas estão demarcadas.

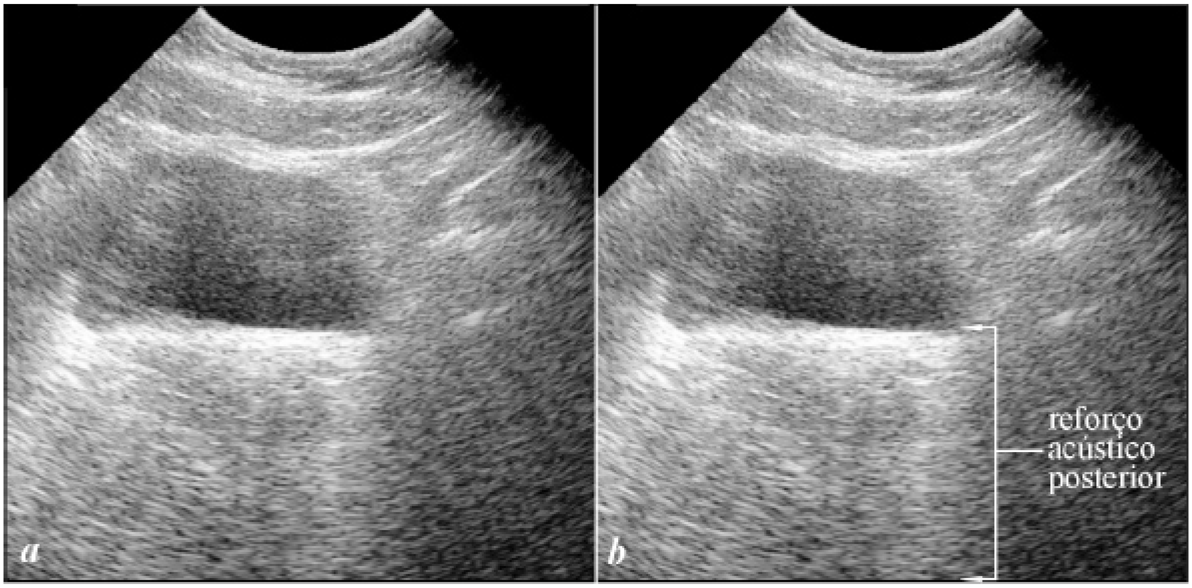


Figura 7.21 – Artefatos de sombra acústicaposterior a cálculos na vesícula biliar

b. Reforço acústico posterior

O reforço acústico posterior é o aumento na amplitude proveniente do eco originado de estruturas refletoras que se situam posteriormente a uma estrutura pouco atenuante. Ao percorrer um meio uniforme, estruturas que apresentam a mesma ecogenicidade e estão a uma profundidade igual geram ecos com a mesma intensidade na imagem obtida. Entretanto, quando existe uma área que atenue menos o feixe sonoro no seu trajeto, como a presença de um cisto, as estruturas que se localizam posteriormente a essa área geram ecos mais intensos do que os provenientes das áreas adjacentes.

Esse artefato é muito importante para a ultrassonografia, pois permite diferenciar uma estrutura cística de uma estrutura sólida, uma vez que somente as estruturas de conteúdo líquido são capazes de gerar reforço acústico posterior. Esse achado é ainda mais importante quando se trata de lesões císticas de conteúdo espesso, tais como os cistos que sofreram hemorragia, fazendo com que seu conteúdo interno deixe de ser anecoico (livre de ecos), simulando uma massa sólida. Entretanto, a existência de um reforço acústico posterior é capaz de fazer um diagnóstico diferencial entre tais lesões, pois o reforço acústico não ocorre posteriormente a estruturas sólidas. O reforço acústico posterior pode ser observado nas figuras 7.19 e 7.22.

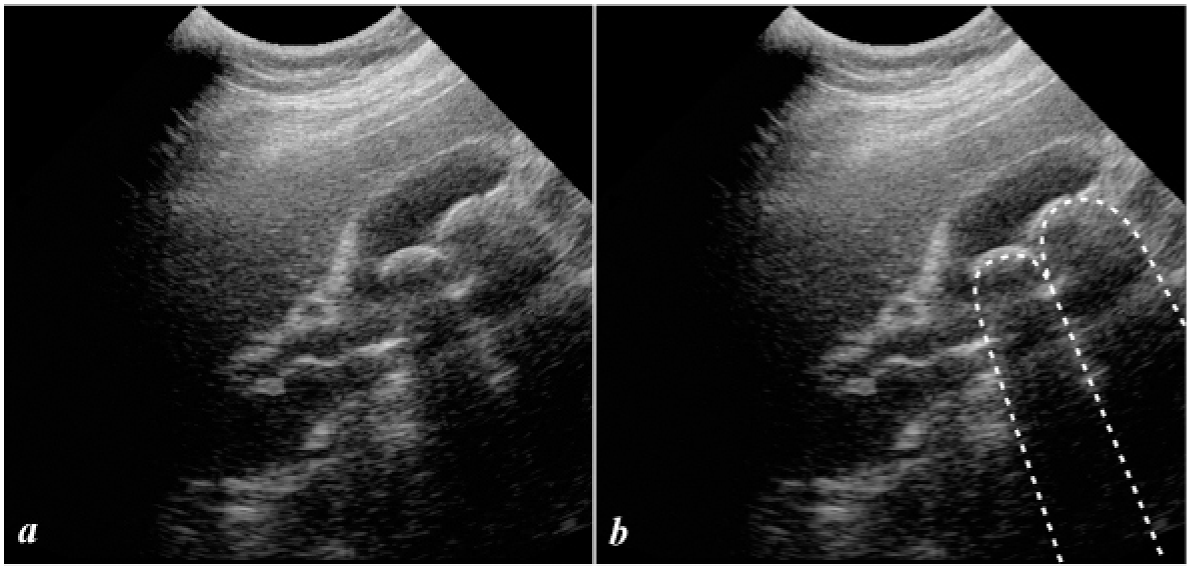


Figura 7.22 – Artefato de reforço acústico posterior devido ao conteúdo líquido da bexiga

Finalmente, é importante destacar a existência de um fenômeno chamado "reforço acústico focal", que se refere à maior intensidade do brilho dos ecos provenientes da região focal. Isto ocorre devido à menor espessura do feixe sonoro nessa região e, portanto, não se trata de um fenômeno de atenuação sonora.

7.10 Aplicações médicas

A primeira área da Medicina a se beneficiar das imagens por ultrassonografia foi a obstetrícia, pois esse foi o primeiro método de imagem diagnóstica aprovado para a visibilização do feto. Inicialmente, a ultrassonografia se limitava ao diagnóstico e à datação da gravidez. Seu desenvolvimento, entretanto, demonstrou que ela é extremamente eficaz não somente para gestações de evolução normal, mas principalmente para aquelas gestações nas quais ocorra alguma patologia materna ou fetal durante a sua evolução. Assim, a ultrassonografia é usada em casos de sangramento anormal da gravidez, crescimento uterino acima ou abaixo do esperado, entre outras alterações. Além disso, a melhoria na qualidade de imagem possibilita um

detalhado estudo da morfologia fetal, o que permite o diagnóstico de inúmeras malformações fetais.

Outro fator que também ampliou a utilidade da ecografia no acompanhamento da gravidez foi o estudo com doppler, que tornou possível o acesso aos compartimentos vasculares materno e fetal. Seu estudo é útil, por exemplo, para avaliar a capacidade da placenta em prover o suprimento sanguíneo fetal, tornando possível o diagnóstico de insuficiência placentária e consequente hipoxemia fetal, o que pode levar ao crescimento intrauterino retardado e, caso não haja interferência médica, morte fetal. A associação do doppler com equipamentos de melhor qualidade de imagem é uma das principais ferramentas da medicina fetal, pois propicia diagnóstico precoce e controle de algumas patologias fetais ou maternas relacionadas à gravidez (como a doença hipertensiva específica da gravidez). Possibilita, ainda, guiar a realização de procedimentos invasivos como cordocentese[1] e punções de líquido amniótico.

Fora do período da gravidez, a ultrassonografia é de extrema importância para a ginecologia, sendo indicada em casos de dor pélvica, massa pélvica, sangramento genital anormal, distúrbios menstruais e infertilidade, entre outros. Ela promove o mapeamento do útero e seus anexos, permitindo o diagnóstico de tumores uterinos e anexiais. Quando é encontrada uma massa anexial, é extremamente importante sua caracterização como sólida ou cística, cística simples ou complexa, a presença ou ausência de vasos tumorais e o padrão de distribuição e fluxo desses vasos, quando presentes. Todos esses achados orientam quanto à melhor conduta a ser tomada, muitas vezes já sugerindo tratar-se de uma patologia benigna ou maligna.

Na medicina interna, a ultrassonografia é indicada para a avaliação de dor abdominal, massa ou abscesso intra-abdominal, apendicite, trauma abdominal, ascite, visceromegalias, febre de origem obscura, hematúria, infecção urinária recorrente e retenção urinária. No entanto, a ecografia apresenta uma baixa sensibilidade na avaliação de patologias gastrintestinais devido a presença de gases, conteúdo alimentar no estômago e fezes no trato intestinal.

As imagens obtidas em ultrassonografia são tão melhores quanto maior for a frequência sonora do transdutor utilizado. Infelizmente, não é possível o estudo de estruturas profundas com transdutores de maiores frequências devido à atenuação do feixe sonoro, que impede o som de chegar até a estrutura objeto de estudo quando esta se localiza mais profundamente. Os transdutores endocavitários contornam essa limitação na medida em que são introduzidos até próximo do órgão a ser pesquisado. Tais transdutores realizam basicamente os exames endovaginais, para a avaliação de útero e anexos, e transretais, para a avaliação da próstata e vesículas seminais. A maior riqueza de detalhes proporcionada por esses equipamentos possibilita não apenas uma melhor avaliação anatômica como também permite guiar punções e biópsias.

O cérebro não é objeto de estudo da ecografia devido à sua localização no interior da calota craniana. Existem, no entanto, duas situações que escapam a essa limitação. A primeira delas ocorre nos neonatos, grupo etário no qual ainda não houve a fusão das fontanelas, as quais funcionam como janela acústica que possibilita o estudo do tecido cerebral. As principais indicações dessa ecografia transfontanela são: hidrocefalia, sangramento intracraniano, convulsões, anomalias congênitas, abaulamento das fontanelas, dentre outras.

Outra situação na qual a avaliação do sistema nervoso central é possível pela ultrassonografia ocorre através do estudo com doppler das artérias carótidas e vertebrais, permitindo a avaliação indireta da perfusão cerebral. Quando são detectadas estenoses significativas que levem a um risco de acidente vascular cerebral, o médico pode intervir antes da ocorrência de tal evento.

O aparecimento dos transdutores de alta frequência ampliou ainda mais a gama de possibilidades de aplicação da ultrassonografia por permitir o estudo de órgãos e estruturas superficiais, sendo estendidos a quase todos os ramos da Medicina. Pode-se citar a mastologia, em que a ultrassonografia é um excelente método complementar à mamografia, sendo ainda o método de escolha na avaliação de mamas de pacientes jovens e mamas densas. A ecografia das mamas permite a detecção de massas palpáveis e não palpáveis (sendo neste caso de extrema relevância para guiar a sua punção ou biópsia). Além da

localização da massa, ela é ainda importante na determinação do tamanho e da natureza (sólida, cística simples, cística septada etc.), no aspecto de suas bordas e nos seus limites. O conjunto dessas informações indica maior ou menor probabilidade de malignidade, sugerindo uma linha de conduta terapêutica.

Além da mama, quase todas as estruturas superficiais são passíveis de exames com indicações diversas, tais como: avaliação de massas na tireoide e região cervical; estudo da bolsa testicular em casos de infertilidade, infecção, dor, trauma, hematospermia e massa testicular; tumorações de partes moles em geral; suspeita de ruptura muscular; avaliação de tendinopatias nos ombros, joelhos, tornozelos etc.

Nos últimos anos, a tecnologia tridimensional veio também ampliar a técnica diagnóstica por ultrassonografia, proporcionando a aquisição de excelentes imagens anatômicas, inicialmente estáticas e atualmente em tempo real, que permitem uma melhor avaliação e caracterização de massas, coleções e malformações.

Finalmente, destacam-se como avanços mais recentes da ultrassonografia o aparecimento de transdutores de frequência tão alta que possibilita sua aplicação em dermatologia; a ultrassonografia endoscópica do esôfago, estômago, pâncreas e trato biliar; a ultrassonografia laparoscópica intraoperatória; a ultrassonografia cateterizada não vascular (trato genitourinário e sistema biliar, por exemplo); e ultrassonografia realçada por contraste, que vai desde a histerossonografia, em que a infusão de soro fisiológico na cavidade endometrial fornece um contraste intrauterino, até o uso de substâncias que são carreadas para a corrente sanguínea, onde agem como ecorrealçadores.

7.11 Segurança em ultrassonografia

Os ultrassons podem produzir lesões nos tecidos biológicos através de dois mecanismos: o efeito térmico, devido ao aumento de temperatura, e a cavitação, que ocorre devido à pressão negativa que gera a vaporização de líquido.

O mecanismo térmico descreve a produção de calor devido ao atrito durante a passagem do ultrassom pelo meio. Considera-se significativo um aumento de temperatura igual ou superior a 1ºC no tecido examinado.

A cavitação refere-se à produção e dinâmica das bolhas com a passagem do som pelo tecido. A cavitação pode ser estável, termo que descreve a oscilação no diâmetro das bolhas, que ocorre devido a mudanças de pressão ocorridas em virtude da passagem do som, ou transitória, quando as oscilações das bolhas são tão intensas que provocam o colapso da bolha, sendo a energia depositada no local capaz de gerar lesões teciduais significativas.

Já foram observados efeitos biológicos adversos em experimentos laboratoriais, nos quais foram utilizadas altas intensidades de feixes sonoros, tais como: trocas de cromátides irmãs em culturas de tecidos, ruptura da membrana celular de plantas pelo mecanismo de cavitação e retardo de crescimento fetal em ratos de laboratório, dentre outros.

Os aparelhos de ultrassonografia diagnóstica operam com uma potência inferior àquela na qual foram observados efeitos biológicos in vivo em mamíferos expostos a feixes ultrassônicos nos experimentos citados anteriormente. Assim, a intensidade máxima do feixe sonoro permitida em ecografia diagnóstica é de 100 $mW.cm^{-2}$ para os feixes não focalizados e de $1mW.cm^{-2}$ para os feixes focalizados. Abaixo desses níveis ainda não foi identificado nenhum efeito deletério sobre os tecidos e órgão humanos submetidos à ultrassonografia diagnóstica.

Entretanto, apesar de não terem sido observados efeitos biológicos deletérios in vivo nas faixas operacionais do ultrassom diagnóstico, a possibilidade remota de efeitos de baixa incidência que porventura ainda não tenham sido identificados aponta para a necessidade do seu uso criterioso, como em qualquer outro método diagnóstico.

Exercícios propostos

7.1 Conceitue o som e classifique-o quanto à faixa de audição do homem.

7.2 Descreva a reprodução experimental do som.

7.3 Conceitue frequência, período, comprimento de onda, velocidade de propagação, intensidade, amplitude e impedância.
7.4 Defina o efeito piezelétrico.
7.5 O que determina a velocidade de propagação do som nos tecidos?
7.6 O que é a atenuação sonora?
7.7 Explique os fenômenos que causam a atenuação sonora.
7.8 Defina reflexão especular.
7.9 Defina reflexão difusa e o que ela determina.
7.10 Por que é necessário o uso de um agente acoplador entre a pele e o transdutor?
7.11 Explique a lei de Snell.
7.12 O que determina a proporção entre som refletido e transmitido?
7.13 O que é um transdutor?
7.14 Quais os principais componentes de um transdutor de ultrassom?
7.15 Descreva um feixe sonoro típico.
7.16 Descreva os modos de apresentação das imagens.
7.17 Defina efeito doppler e o significado das cores azul e vermelho no seu estudo?
7.18 Conceitue artefatos e explique as situações em que ocorrem.
7.19 Descreva os artefatos de refração, imagem em espelho, erro de velocidade, ambiguidade de profundidade, sombra acústica posterior e reforço acústico posterior.
7.20 Quais os possíveis mecanismos de lesão pelo ultrassom?
7.21 Comente sobre a segurança em ultrassonografia diagnóstica.

REFERÊNCIAS

AIUM Standards Committee: *Standart methods for measuring performance of pulse-eco ultrasound imaging equipment*. Rockville, MD, American Institute of Ultra-Sound in Medicine, 1991.

AIUM: *Bioeffects and safety of diagnostic ultrasound*. Rocckville, MD, American Institute of Medicine, 1993.

AMERICAN INSTITUTE OF ULTRASOUND IN MEDICINE: *Bioeffects considerations for safety of diagnostic ultrasound*. Journal Ultrasound Med, 7, suppl. S1

– S38, 1988.

BARNETT, S. B.; ter Haar, G. R.; Ziskin, M. C.; Nyborg, W. L.; Maeda, K. & Bang, J. *Current status of research on biophysical effects of ultrasound*. Ultrasound in Medicine and Biology 1994, v. 20, p.205-218.

BONTRAGER, Kenneth L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 814p.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil textbook of medicine*. 22. ed. New York: Saunders, 2003. 2784p.

CERRI, G. G. & OLIVEIRA I. R. S. *Ultra-sonografia abdominal*. São Paulo: Revinter, 2002. 618 p.

FLEISCHER, A.C & KEPPLE, D.M. *Diagnostic sonography*: Principles and Clinical Applications. Philadelphia: Saunders, 1995. 774 p.

GARCIA, E. A. C. *Bioacústica*. In Biofísica, São Paulo: Sarvier. 2000. p.87-178.

GARDNER, E.; GRAY, D. & O'RAHILLY, R. *Anatomia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1978. 816 p.

GOLDBERG, Richard L., SMITH, Stephen W., MOTLEY, Jack G., FERRARA, K.W. Ultrasound. Chapter 65. In: *Biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC press. 2000.

Jensh, R. P. et al. *The effects of prenatal ultrasound exposure on postnatal growth and acquisition of reflexes*. Radiat Res 1994, v.140, p.284-293.

KREMKAU. F. W. *Diagnóstico por ultrassom*: Princípios e Fundamentos. Porto Alegre: Artes Médicas, 1996, 432 p.

LEES, W. R. & LYONS, E. A. *Ultrassonografia endocavitária & técnicas avançadas*. Rio de Janeiro: Revinter, 1998, 285 p.

LEUCHT, Wolfgang. *Atlas de ultrassonografia da mama*. São Paulo: Revinter, 1994, 226p.

MITLER, D. L. *Update on safety of diagnostic ultrasonography*, Journal Clinical Ultrassound, 1991. p.531-540.

MITTELSTAEDT, C. A. *Ultrassonografia geral*. Rio de Janeiro: Revinter, 2000. 1213p.

PALMER, P. E. S. *Manual de diagnóstico em ultrassonografia*. São Paulo: Revinter, 1999. 330 p.

PASTORE. A. R. & CERRI, G. G. *Ultrassonografia – ginecologia- obstetrícia*. São Paulo, 2000. 770 p.

SAITO, O. C.; CERRI, G. G. *Ultrassonografia pequenas partes*. São Paulo: Revinter, 1999. 236p.

Salvesen, K. A.; Bakketeig, L. S.; Eik-nes, S. H.; Undheim, J. O. & Okland, O. *Routine ultrasonography in utero and school performance at age 8-9 years*. Lancet 1992, v.339, p.85-89.

SAUERBREI, E. E.; NGUYEN, K. T. & NOLAN, R. L. *Ultra-sonografia em ginecologia e obstetrícia*. Porto Alegre: Artmed Editora, 2000. 600 p.

SOBOTTA, Johannes. *Atlas de anatomia humana*: Torax, abdome, pelve, membros inferiores, pele. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1984, v. 2. 370p.

SOBOTTA, Johannes. *Atlas de anatomia humana:* cabeça, pescoço, membros superiores. 18. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1984. v. 1, 386p.

STARK C.; ORLEANS M.; HAVERKAMP A. D. & MURPHY J: *Short- and long-term risks after exposure to diagnostic ultrasound in utero*. Obstetrics and Gynecology 1984. v. 63, p.194-200.

1 . Cordocentese – procedimento invasivo que permite obtenção de amostra de sangue fetal para estudo ou a terapia intrauterina por meio de punção do cordão umbilical.

Capítulo 8

Densitometria óssea

A densitometria óssea é um procedimento não invasivo no qual é feita a medição da densidade mineral óssea (DMO) do paciente e esse valor obtido é comparado com dados populacionais considerados normais para pessoas que tenham o mesmo gênero, a mesma faixa etária, a mesma faixa de peso e a mesma origem étnica. Esses quatro fatores são importantes porque a densidade mineral óssea considerada normal varia de acordo com a massa do indivíduo, a sua idade, o seu sexo e sua origem étnica.

Existem alguns métodos diagnósticos utilizados para a obtenção do valor da densidade mineral óssea do paciente. O método mais comumente empregado para a determinação da DMO atualmente utiliza um feixe de raios X contendo fótons com dois picos de baixa energia. Esse feixe de raios X faz uma varredura da região óssea, que pode ser a coluna lombar, a articulação coxofemoral ou a região distal do antebraço. De acordo com a intensidade do sinal de entrada do feixe de raios X e a intensidade do sinal de saída detectado

é possível obter a parcela do feixe que foi absorvida pelo paciente e a partir daí estimar a sua densidade mineral óssea na região da varredura.

Após a obtenção dos dados de referência da densidade mineral óssea do paciente, o médico assistente pode avaliar a condição óssea do paciente, principalmente quanto ao risco de fratura. A partir daí pode ser realizada uma intervenção com o objetivo de minimizar os riscos de fratura decorrentes da perda de massa óssea que ocorre naturalmente com o envelhecimento do organismo.

8.1 Histórico

Desde 1920, os estudos científicos buscam avaliar a variação da massa óssea utilizando métodos não invasivos. Em 1950, as imagens radiográficas foram utilizadas para fazer a medição da espessura de ossos da mão com o objetivo de associar as alterações esqueléticas ao envelhecimento do organismo. Essa técnica passou a ser denominada "avaliação do índice metacárpico".

O SPA (*Single Photon Absorptionmetry*) foi um importante método proposto em 1963 para a medição da absorção de um feixe de fótons. Esse método permitia, a partir dessa quantificação, estimar a massa óssea. Como esse método era muito influenciado pela quantidade de tecido mole presente na região observada, ficou definido que a medição deveria ser feita na região distal do antebraço, pois a quantidade de tecido mole nessa região é muito pequena.

Com o aparecimento dos aparelhos de tomografia computadorizada e o aumento de suas aplicações, foi proposta em 1978 a tomografia computadorizada quantitativa – QCT (*Quantitative Computed Tomography*), que permitiu avaliar a massa óssea em regiões específicas do esqueleto que podiam ser comparadas segundo padrões desenvolvidos para esse método de diagnóstico por imagem.

A DPA (*Dual Photon Absorptiometry*) surgiu como uma evolução da SPA, que utilizava a medição da absorção de um feixe de fótons gerado por uma fonte radioativa, cuja emissão gerava um espectro com dois picos de valores de

energia distintos. Essa técnica permitiu reduzir consideravelmente a interferência da absorção do feixe de fótons pelos tecidos moles na avaliação da absorção pelos tecidos ósseos. A DPA foi então utilizada para avaliar a massa óssea do colo do fêmur e da coluna, que são as regiões mais importantes quanto à incidência de fraturas devido à perda de massa óssea. A DPA foi proposta em 1982, mas apresentava como grande inconveniente a demora na aquisição dos dados para avaliação da massa óssea.

A DEXA (*Dual X-Ray Absorptiometry*) foi proposta em 1987 como evolução da DPA substituindo a fonte radioativa por um feixe de raios X. A medição da absorção do feixe de raios X é utilizada para definir a massa óssea. A partir daí, a DEXA tornou-se o "padrão-ouro" para os estudos de quantificação de massa óssea. Muitos estudos feitos com a DEXA demonstram a correlação entre a densidade mineral óssea (DMO) e a osteoporose.

Em 1994, a Organização Mundial de Saúde (OMS) definiu padrões de referência para a avaliação de perda de massa óssea e, desde então, esses padrões vêm sendo utilizados em estudos populacionais e, por meio dos critérios de comparação, são definidos os processos terapêuticos a serem recomendados. Uma nova técnica proposta é o ultrassom quantitativo QUS (*Quantitative Ultrasound*), que faz a detecção por meio de medição da reflexão ultrassônica no osso calcâneo para avaliar o risco de fratura óssea, mas seu maior custo efetivo tem sido um limitador para a aplicação desse método.

Além do uso do ultrassom, as imagens por raios X e por ressonância magnética podem ser utilizadas como método para correlacionar a variação da densidade óssea e diagnosticar a perda de massa óssea.

8.2 A osteoporose

Durante toda a vida do indivíduo, o tecido ósseo se encontra em um processo contínuo e dinâmico de remodelamento que consiste na sua formação (atividade osteoblástica) e sua reabsorção (atividade osteoclástica). Quando há condições que fazem com que a reabsorção exceda à formação de novos tecidos ósseos, ocorre uma diminuição da massa óssea.

O tecido ósseo é formado de uma matriz composta por fibras de colágeno (proteína) impregnadas com mineral (hidroxiapatita). Existem dois tipos de estrutura óssea: a cortical e a trabecular, que apresentam uma mesma composição química. O osso cortical é sólido e o osso trabecular, ou esponjoso, consiste em uma rede de poros e fibras. As fibras são também denominadas "trabéculas", razão pela qual esse tipo de tecido ósseo recebe a denominação de "osso trabecular".

A osteoporose é um distúrbio metabólico caracterizado pela diminuição da massa óssea e pela deterioração microestrutural do tecido ósseo, as quais levam a um aumento da fragilidade óssea e, consequentemente, a um maior risco de fraturas. A osteoporose ocorre a partir de uma perda óssea contínua, geralmente lenta, e muitas vezes é diagnosticada em estágio avançado, quando já ocorreu uma fratura óssea. Alguns fatores, entretanto, predispõem à sua ocorrência, e o conhecimento deles é extremamente importante para que os pacientes com um ou mais desses fatores sejam submetidos a exames de triagem para osteoporose.

A figura 8.1 apresenta um corte da estrutura trabecular presente no interior do corpo de uma vértebra lombar após a retirada da medula óssea. A imagem (*a*) apresenta a estrutura de um osso normal e a imagem (*b*), a estrutura de um osso acometido por osteoporose.

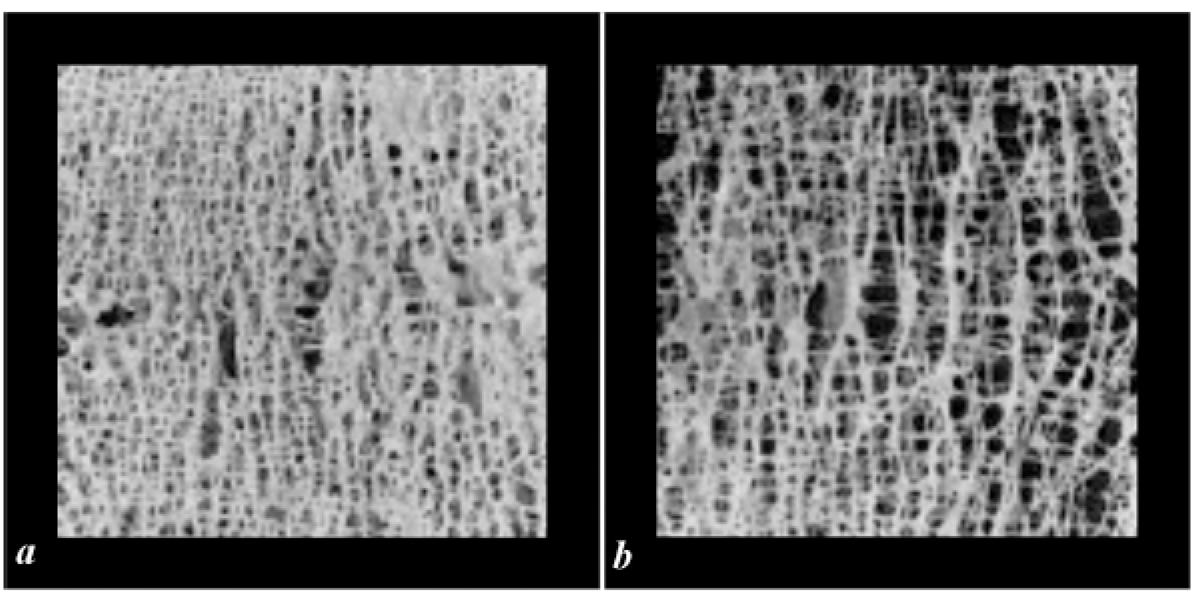


Figura 8.1 – Imagem de corte do osso trabecular do corpo de uma vértebra lombar: osso normal (*a*) e osso com osteoporose (*b*)

A partir dos 40 anos de idade começa a existir predomínio da atividade osteoclástica, com consequente diminuição da massa óssea. Após 30 ou 40 anos de perda óssea pode haver uma redução considerável dessa massa: entre 30 e 50% da massa óssea que existia aos 30 anos de idade. Assim, os indivíduos com mais de 65 anos têm maior chance de apresentar osteoporose. De fato, a osteoporose é uma das principais causas de estado de morbidade no indivíduo idoso.

Os hormônios sexuais estimulam a atividade osteoblástica; por isso, indivíduos que apresentem deficiência na secreção desses hormônios têm tendência a desenvolver a osteoporose. Também por essa razão, mulheres após a menopausa constituem um grupo de risco para o desenvolvimento da osteoporose, pois nessa fase de sua vida ocorre a falência ovariana com acentuada redução na produção de estrógenos.

O paratormônio, produzido pelas glândulas paratireoides, aumenta a reabsorção óssea. Quando ocorre hiperatividade dessas glândulas – condição conhecida como hiperparatireoidismo – a osteoporose pode se desenvolver.

Várias outras patologias podem contribuir para a perda da massa óssea e consequente desenvolvimento da osteoporose. Entre elas, estas se destacam:

- hiperfunção da córtex da suprarrenal
- insuficiência renal crônica
- hepatopatias crônicas
- hipertireoidismo
- doenças pulmonares obstrutivas crônicas
- doenças geradoras de má absorção intestinal
- hipercalciúria idiopática
- artrite reumatoide

Existem ainda riscos diversos associados à predisposição para a ocorrência da osteoporose, tais como:

- fatores hereditários
- gênero do indivíduo (mais predominante no feminino)

- origem étnica (mais predominante entre os caucasianos)
- alguns fatores ambientais (deficiências nutricionais, distúrbios nutricionais como baixa ingestão de cálcio e/ou vitamina D)
- baixo peso
- dietas de restrição calórica
- alcoolismo
- ingestão excessiva de sódio e proteína animal
- tabagismo
- sedentarismo ou longos períodos de imobilização
- uso crônico de alguns medicamentos (corticoides, ciclosporina, bloqueadores da secreção de gonadotrofinas, heparina, anticonvulsivantes como hidantoína, carbamazepina e fenobarbitúricos, e os quimioterápicos)

Considerando a existência desses fatores de risco, é possível estabelecer condições que tornam obrigatória a realização de exames de triagem para osteoporose:

- todos os indivíduos com mais de 65 anos
- indivíduos com deficiência de hormônios sexuais
- mulheres na perimenopausa que pretendam usar terapia de reposição hormonal para auxiliar na sua decisão
- pacientes com alterações radiológicas sugestivas de osteopenia ou que apresentem fraturas osteoporóticas
- pacientes em uso crônico de substâncias que aumentem a perda óssea, como os corticoides
- pacientes com hiperparatireoidismo primário
- pacientes em tratamento de osteoporose, para controle da eficácia da terapêutica
- indivíduo que apresente histórico familiar de fratura osteoporótica, principalmente de origem materna

O controle da diminuição da massa óssea permite evitar o aparecimento da osteoporose, e seu diagnóstico precoce possibilita a definição de terapias a fim de diminuir a probabilidade de ocorrência de fraturas. Por essa razão, os métodos de diagnóstico de perda de massa óssea tornaram-se tão importantes para as atividades clínicas.

8.3 As técnicas diagnósticas

O princípio básico que norteia os exames radiológicos é a absorção diferencial da radiação pelos tecidos, que é tanto maior quanto maior for a densidade do tecido exposto. Assim, os tecidos ósseos têm uma absorção maior que aquela apresentada pelos demais tecidos do organismo humano devido principalmente à grande quantidade de cálcio que contêm. Como os ossos do organismo não são todos iguais, para um mesmo osso, quando são comparados diferentes indivíduos saudáveis, espera-se um padrão típico de absorção da radiação – padrão este que se altera quando há uma diminuição da massa óssea, o que se traduz por menor absorção do feixe de radiação, como ocorre nos casos de osteopenia e osteoporose.

Essa menor radioabsorção do feixe, entretanto, só é passível de diagnóstico em radiografias de rotina, quando o processo de diminuição da massa óssea já está num estágio muito avançado. Como o objetivo é o diagnóstico precoce, para evitar possíveis complicações, tornou-se necessário um método que investigasse a massa óssea de forma menos grosseira. Esse método é denominado "densitometria óssea".

A radiografia foi o primeiro método que permitiu observar a perda de massa óssea pela diminuição do volume e da densidade de algumas estruturas ósseas. A diminuição do corpo das vértebras lombares de indivíduos idosos, ou com perda óssea acentuada, pode ser facilmente observada em radiografias da região lombar. Do mesmo modo, os ossos do metacarpo tornam-se mais delgados pelo mesmo motivo, e por isso a perda óssea pode ser observada pela redução desses ossos.

No entanto, a radiografia só permite constatar perdas ósseas em fases mais avançadas do processo. Assim, o diagnóstico por radiografia é considerado tardio, o que implica numa terapêutica mais restrita e com resposta menor no que se refere à incidência de fraturas no indivíduo que apresenta perda óssea detectada dessa maneira.

Estima-se que uma perda de massa menor que 30% não pode ser diagnosticada satisfatoriamente por radiografias. Do mesmo modo que as radiografias, as imagens diagnósticas dos ossos por tomografia

computadorizada ou por ressonância magnética podem diagnosticar uma perda significativa de massa óssea. No entanto, essas imagens se restringem a perdas acentuadas: entre 30 e 50%.

Em virtude da grande ocorrência de fraturas devido à perda óssea no fêmur e nas vértebras, a observação da perda de massa óssea desses ossos é muito importante para a detecção precoce da perda de massa e, por isso, a variação da estrutura interna deles tornou-se muito importante. Por essa razão, outros métodos mais sensíveis foram desenvolvidos com o objetivo de detectar mais precocemente a perda de massa óssea, visando a uma diminuição dessa perda antes que o indivíduo seja acometido por uma fratura devido à fragilidade óssea.

A figura 8.2 apresenta uma radiografia e uma imagem de corte lateral por ressonância magnética nas quais é possível observar uma diminuição da altura e alteração da forma de uma vértebra torácica. Tais alterações são geradas pela perda de massa óssea, que termina por provocar uma alteração na anatomia do osso. Essa alteração pode gerar dificuldades funcionais do esqueleto, dos demais sistemas correlacionados e até a fratura óssea por diminuição de sua resistência e elasticidade.

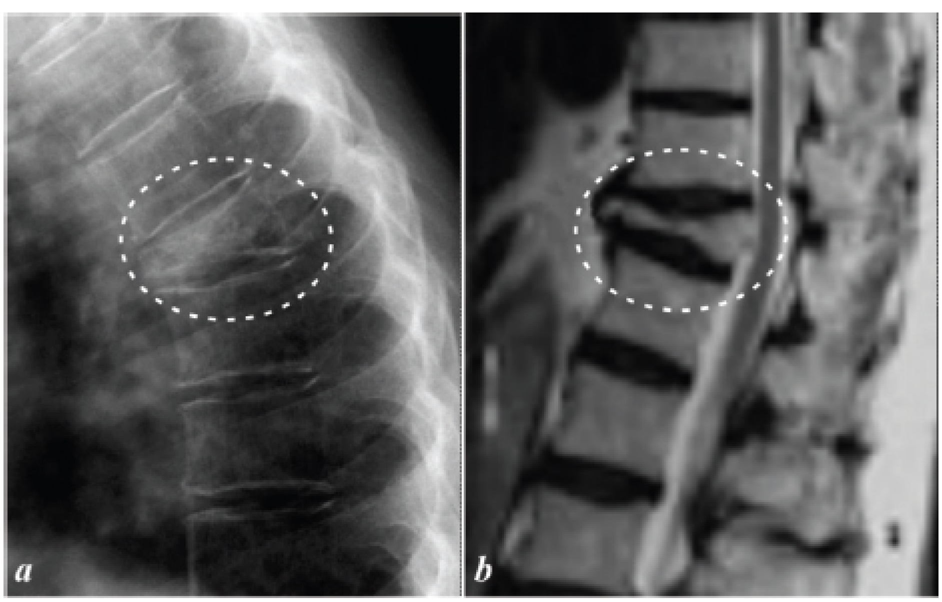


Figura 8.2 – Imagem da coluna torácica com alteração do volume do corpo vertebral: radiografia (*a*), imagem de corte sagital por ressonância magnética (*b*)

A SPA

A SPA (*Single Photon Absorptiometry*) foi proposta por John R. Cameron e James A. Sorenson como um novo método para determinar a densidade óssea in vivo utilizando um feixe de fótons que atravessava o tecido mole e o tecido ósseo. Como o tecido ósseo apresenta uma absorção maior do feixe de fótons, era feita uma relação entre a parcela do feixe absorvido e a quantidade de minerais existentes no tecido ósseo.

Os aparelhos de SPA utilizavam uma fonte radioativa de iodo-125 que gerava fótons com energia média de 27,4keV. O iodo-125 decai por captura eletrônica emitindo um fóton gama e, na reorganização da eletrosfera, fótons X complementares. A tabela 8.1 apresenta os fótons de maior ocorrência emitidos por uma fonte de iodo-125 e o percentual de ocorrência de cada um deles considerando o número de fótons emitidos pela fonte. Os fótons de energia abaixo de 5keV são facilmente absorvidos pelo próprio encapsulamento da fonte, e devido à pequena ocorrência de fótons de maior energia, a fonte de iodo-125 pode ser considerada uma fonte emissora de fótons únicos, pois o pico de fótons gerados em 27,4keV corresponde a mais de 72% do total de fótons emitidos. Alguns aparelhos utilizaram a fonte de amerício-241, cujo espectro apresenta uma energia média de 59,6keV.

Tabela 8.1 – Fótons emitidos pela fonte de ^{125}I

Energia (keV)	Ocorrência (%)
27,202	25,299
27,472	47,170
30,944	4,256
30,995	8,225
31,704	2,375
35,492	4,162

Os aparelhos de SPA eram utilizados para a medição de atenuação do feixe de fótons no esqueleto apendicular, principalmente nos ossos rádio, ulna,

metacarpos e calcâneo. Esses ossos escolhidos eram irradiados em regiões que apresentavam pequena quantidade de tecidos moles de maneira a evitar que a parcela do feixe de fótons absorvida pro esses tecidos influenciasse no cálculo da massa óssea, que era estimada a partir da parcela do feixe absorvida.

Os aparelhos de SPA mais desenvolvidos faziam a medição da quantidade de mineral por unidade de massa óssea, cálculo esse obtido em função da parcela do feixe que foi absorvida. A parcela do feixe que foi absorvida é obrida a partir da medição da intensidade do feixe que sai do membro do paciente. Esse valor medido, diminuído do valor da intensidade do feixe de entrada, fornece o valor da parcela do feixe que ficou retida no corpo do paciente.

Um detector de cintilação era utilizado para quantificar a intensidade do feixe após ultrapassar a estrutura em observação. Como a fonte geradora do feixe vai diminuindo de intensidade devido ao decaimento, era necessário utilizar um fantoma[1] padrão com densidade mineral conhecida para a calibração do equipamento antes de sua utilização no paciente.

Apesar de ter sido o primeiro aparelho desenvolvido para a determinação do percentual mineral da massa óssea e a consequente determinação de perda de massa óssea, sua utilização ficava restrita aos ossos apendiculares, que não são os mais preocupantes quanto às fraturas geradas por perda de massa óssea. Assim, com o avanço da tecnologia diagnóstica os aparelhos de SPA deixaram de ser utilizados para a detecção de perda de massa óssea.

A DPA

A DPA (*Dual Photon Absorptiometry*) tem o mesmo princípio de medição da densidade óssea proposto pela SPA, que consiste na irradiação do paciente por um feixe de fótons para determinar a parcela do feixe que foi absorvida e correlacionar essa absorção com a quantidade de minerais presentes no tecido ósseo. No entanto, a DPA utiliza uma fonte radioativa que gera um feixe de fótons contendo dois picos com valores de energia distintos e com valores distantes.

A fonte de gadolínio-153 foi utilizada nos aparelhos de DPA e esse radioisótopo do gadolínio decai por captura eletrônica gerando a emissão de fótons gama e X complementares. A tabela 8.2 apresenta os fótons de maior ocorrência emitidos por uma fonte de gadolínio-153 e o percentual de ocorrência de cada um deles considerando o número de fótons total emitidos pela fonte.

Tabela 8.2 – Fótons emitidos pela fonte de ^{153}Gd

Energia (keV)	Ocorrência (%)
40,902	17,940
41,542	32,288
46,905	3,178
47,038	6,166
48,249	2,034
69,673	1,230
97,431	14,742
103,18	10,731

Os fótons de baixa energia emitidos pela fonte são facilmente absorvidos pelo próprio encapsulamento da fonte e por um sistema de filtragem. A fonte de gadolínio-153 gera fótons principalmente em dois picos, na faixa entre 40 e 50keV, e outro pico próximo de 100keV. A única ocorrência entre esses dois picos é o fóton de 69,673keV – que apresenta uma ocorrência baixa considerando os demais fótons. Assim, a fonte de ^{153}Gd pode ser considerada como uma fonte de fótons dual com picos de energia média em 42,4 e 99,85keV.

Quando se utiliza a parcela absorvida do feixe da fonte de gadolínio-153 como referência para a determinação do percentual mineral na composição da massa óssea, observa-se a absorção dos dois picos de energia do feixe de fótons. Assim, o detector por cintilação de iodeto de sódio NaI é calibrado para detectar esses dois picos e detecta o percentual de cada pico que

atravessou o paciente. O sistema de detecção faz a varredura de toda a região de interesse e calcula ponto a ponto a densidade óssea encontrada.

Como a interação do feixe de fótons com a matéria é dependente da composição atômica e da energia do feixe, os dois feixes gerados pelo gadolínio-153 interagem de forma diferente com o tecido mole e o tecido ósseo (apresentam absorções em proporções diferentes). Com os dados obtidos pela atenuação dos dois feixes é possível eliminar a contribuição da absorção gerada pelo tecido mole, permitindo-se, dessa forma, a determinação da densidade óssea de estruturas ósseas que se encontram envolvidas em grande quantidade de tecidos moles, como as vértebras lombares.

Assim, a DPA possibilita o estudo da densidade óssea das vértebras lombares pela varredura da coluna lombar. Nesse tipo de varredura, a incidência do feixe é feita em PA, e com essa incidência são incluídas as estruturas anteriores e posteriores ao corpo das vértebras lombares, sendo eliminadas as contribuições do processo transverso. O resultado da varredura inclui a contribuição tanto do osso cortical, presente nas superfícies do corpo vertebral (além do processo espinhoso posterior), quanto do osso trabecular, presente no interior do corpo da vértebra. Os dados obtidos são fornecidos em densidade de área em gramas por centímetro quadrado ($g.cm^{-2}$). A DMO do fêmur proximal também pode ser obtida por esse método através da incidência PA do feixe.

A varredura de DPA é demorada, variando de 30 a 45 minutos dependendo da região: coluna lombar ou fêmur proximal. A dose de radiação recebida pelo paciente é considerada pequena, cerca de 0,15mSv. A DPA foi considerada um grande avanço na medição da massa óssea devido à sua aplicação nas áreas de maior risco de fraturas geradas por perda de massa óssea: a coluna vertebral e o colo do fêmur. No entanto, o custo de manutenção de um aparelho DPA é elevado e a necessidade de substituição da fonte radioativa, que se exaure com o tempo, é outro fator preocupante. Por essas, dentre outras razões, os aparelhos de DPA foram substituídos pela tecnologia DEXA.

A DEXA

A DEXA (*Dual Energy X-ray Absorptiometry*), também conhecida pela sigla DXA, é uma evolução da DPA na qual a fonte de radiação foi substituída por um feixe de raios X gerado por um tubo de raios X a partir da eletricidade. A primeira grande vantagem da DEXA é a inexistência de material radioativo, o que significa que o aparelho só emite radiação ionizante quando o tubo de raios X está alimentado. Diferentemente da fonte de material radioativo, o tubo de raios X não se exaure, tornando o processo de manutenção do equipamento menos oneroso. A figura 8.3 apresenta um equipamento de DEXA com o paciente posicionado para varredura de coluna lombar com incidência PA do feixe de raios X.

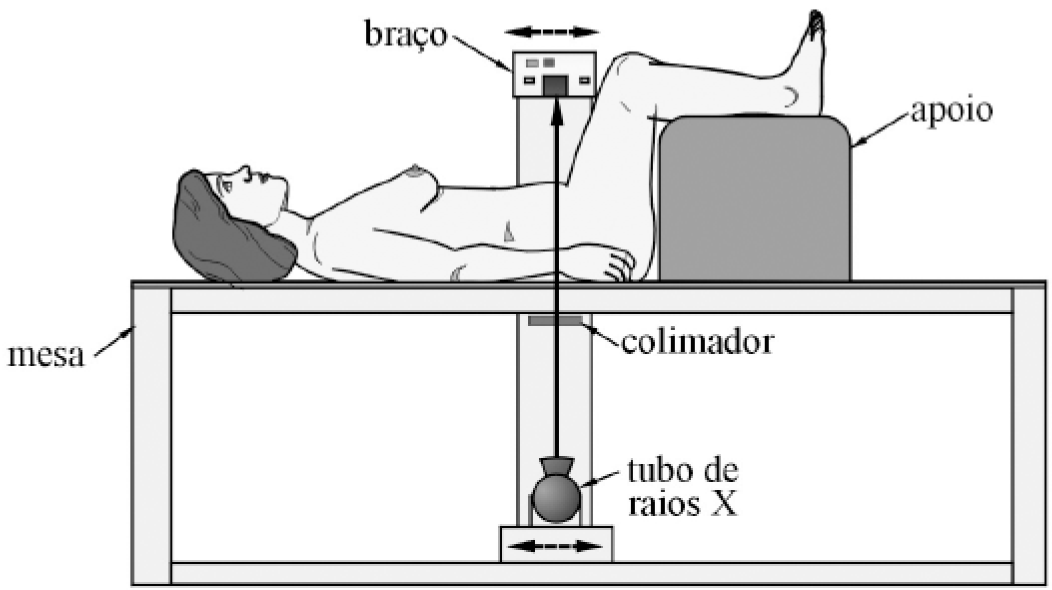


Figura 8.3 – Equipamento de DEXA com paciente posicionado para varredura de coluna lombar

Como a intensidade do feixe de raios X depende dos valores de alta-tensão (kV) e corrente (mA) de alimentação do tubo, é possível manter a intensidade do feixe de entrada constante ao longo do tempo e em valor superior àqueles apresentados pelas fontes de ^{125}I e ^{153}Gd, cujo feixe ia diminuindo de intensidade ao longo do tempo devido ao decaimento da fonte radioativa. Essa característica diminuiu consideravelmente o tempo de aquisição de dados na varredura por DEXA.

O feixe de raios X utilizado na DEXA trabalha com dois picos distintos de energia através da alimentação do tubo de raios X com dois níveis distintos de alta-tensão (kV). O uso de dois valores distintos de alta-tensão (kV) gera dois feixes de raios X cuja energia média dos fótons é muito diferente. Por essa razão, esses dois feixes sofrem atenuação em proporções diferentes pelos tecidos ósseos e pelos tecidos moles. Essa diferença da proporção de absorção de cada feixe pelos tecidos moles e ósseos permite separar a parcela absorvida pelos tecidos ósseos daquela absorvida pelos tecidos moles.

Outra forma de se obter um feixe raios X com dois picos distintos de energia que possibilita características distintas de penetração para permitir a observação do tecido ósseo sem a interferência dos tecidos moles é o uso de um filtro. Ao se colocar um filtro na saída de um feixe de raios X, uma parcela do feixe interage com o material do filtro, diminuindo a intensidade do feixe de raios X. Os fótons que interagem com os átomos do material do filtro perdem energia ao serem absorvidos ou espalhados. No entanto, os fótons de maior energia conseguem fornecer energia suficiente aos átomos para liberar elétrons da camada K, gerando o aparecimento de uma lacuna. Na reorganização da eletrosfera, elétrons de camadas mais externas migram para a camada K e emitem fótons X característicos do material do filtro.

O cério é um metal utilizado como filtro para a geração de um feixe de raios X com dois picos distintos de energia. A figura 8.4 apresenta o espectro de dois feixes de raios X obtidos com a alimentação de um tubo de raios X com anodo de tungstênio com uma alta-tensão de 80kV. Portanto, o fóton X de maior energia que essa alimentação do tubo permite gerar possui energia de 80keV. O gráfico (*a*) apresenta o espectro característico do feixe gerado nestas condições e o gráfico (*b*) apresenta o espectro do feixe após ser filtrado por uma placa de cério.

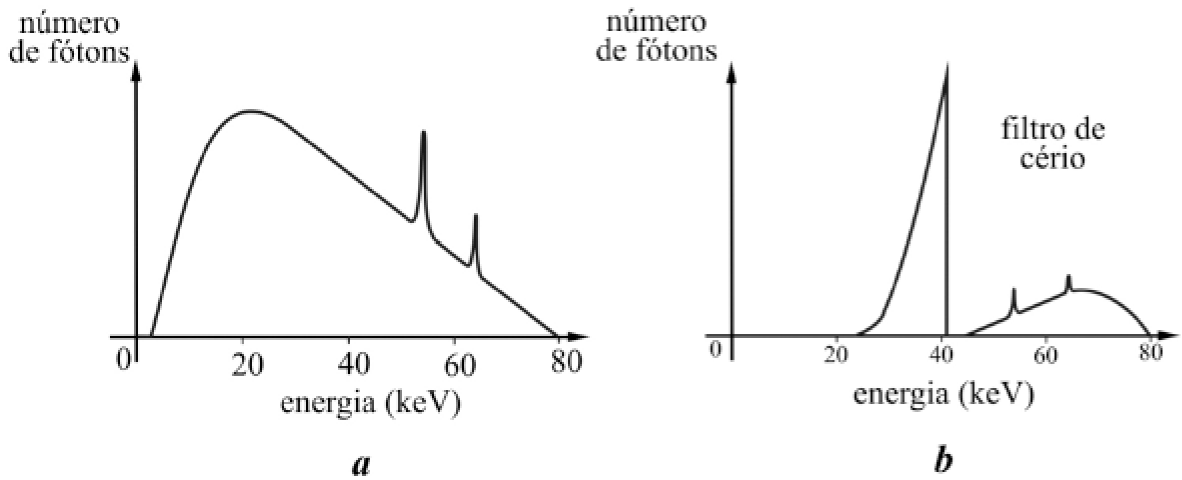


Figura 8.4 – Espectros do feixe de raios X com alimentação do tubo em 80kV: feixe padrão (*a*), feixe com filtro adicional de cério (*b*)

A maior intensidade inicial do feixe de fótons proporcionada pelo tubo de raios X em relação às fontes de material radioativo permitiu ainda reduzir a espessura do feixe, tornando-o mais colimado e resultando numa menor dose no paciente, devido à não reirradiação de tecidos durante a varredura. Além de proporcionar uma redução considerável da dose no paciente, a DEXA permite gerar uma imagem com maior resolução, tempos de varredura menores, maior precisão do processo diagnóstico, aplicações em outras partes do esqueleto e menor custo de operação e manutenção.

O equipamento de DEXA gera informações através da varredura da coluna lombar e da articulação coxofemoral (fêmur) que são as regiões mais comuns para a ocorrência de fraturas associadas à osteoporose. Esse tipo de equipamento é composto de uma mesa na qual o paciente fica acomodado e possui um braço posicionado acima do paciente. Além da varredura frontal das vértebras lombares e do quadril, permite a varredura lateral das vértebras lombares como processo de varredura adicional para a observação de fraturas.

Existem aparelhos de DEXA portáteis adaptados para a mediação da DMO em regiões apendiculares do esqueleto (dedos, tornozelo ou pulso), os aparelhos pDEXA (*portable*). Devido à característica de se utilizarem dois níveis de energia de raios X, esses aparelhos dispensam a necessidade de mergulhar o membro em recipiente contendo água ou o uso de gel tecido-equivalente.

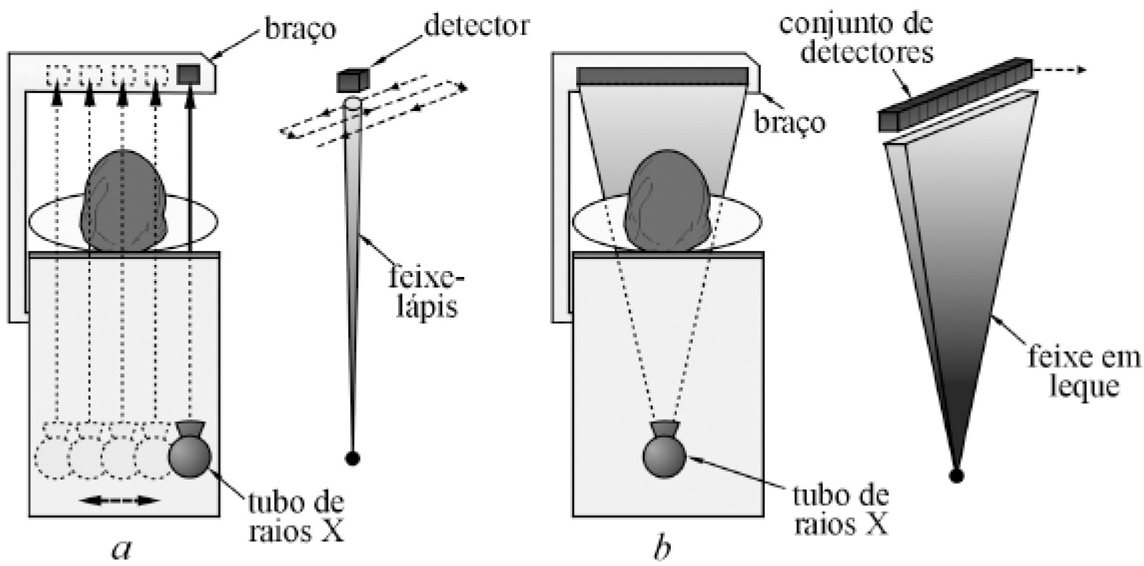


Figura 8.5 – Tipos de varredura em dexa: feixe-lápis com detector unico (*a*) e feixe em leque com conjunto de detectores (*b*)

Os aparelhos de DEXA podem executar a varredura de uma estrutura de duas formas distintas: utilizando um feixe de raios X muito colimado, denominado feixe-lápis (*pencil beam*), ou com o feixe de raios X delgado em forma de leque. A varredura feita com o feixe-lápis utiliza um detector de radiação único. Assim, o tubo de raios X e o detector deslocam-se lateralmente de um lado a outro da mesa fazendo a coleta de dados de uma linha, ponto a ponto. O braço sofre um pequeno deslocamento no sentido longitudinal e o conjunto tubo-detector retorna à posição inicial fazendo a varredura da próxima linha ponto a ponto. Esse processo se repete até que todo o comprimento da estrutura que se deseja observar sofra a varredura. A figura 8.5 ilustra na imagem (*a*) o processo de deslocamento do conjunto tubo de raios X e detector na varredura ponto a ponto.

Na varredura com feixe em leque, o detector único é substituído por um conjunto de detectores que capta a informação de todos os pontos de uma linha de uma única vez. À medida que o braço do aparelho se desloca longitudinalmente são coletados todos os dados, linha a linha, do início ao fim da estrutura que se deseja observar. A figura 8.5 ilustra na imagem (*b*) a varredura linha a linha na qual o feixe em leque e o conjunto de detectores de radiação se deslocam longitudinalmente durante a varredura.

A SXA

A SXA (*Single Energy X-ray Absorptiometry*) é uma medição de absorção feita com feixe de raios X que substituiu a SPA, do mesmo modo que a DEXA substituiu a DPA. Os aparelhos de SXA são utilizados para a medição da DMO na região distal do antebraço (rádio e ulna) e no tornozelo (osso calcâneo). Assim como a DEXA, a SXA não utiliza material radioativo como fonte de fótons, e sim um feixe de raios X. A SXA requer um recipiente com água ou gel tecido-equivalente recobrindo a região do esqueleto a ser observada. A precisão da SXA é compatível com a da SPA. No entanto, com o desenvolvimento de equipamentos portáteis pDEXA para medição de densidade óssea através das extremidades do corpo – que dispensa o uso de água ou gel tecido-equivalente para envolver a região de observação –, a SXA tornou-se obsoleta, do mesmo modo que o seu antecessor, a SPA.

8.4 Varreduras em densitometria

As varreduras por DEXA são muito dependentes do posicionamento correto do paciente, pois podem sofrer interferências de outras estruturas ósseas. As varreduras de coluna lombar podem ser feitas em PA ou lateral. Nas varreduras com incidência do feixe de raios X em PA, o software fornece informações da DMO das vértebras lombares L1, L2, L3 e L4. No entanto, os dados da primeira vértebra lombar não são muito valorizados, pois podem sofrer interferências dos arcos costais que partem da última vértebra torácica (T12).

A incidência lateral do feixe na varredura de coluna busca eliminar a interferência do processo espinhoso posterior na determinação da DMO da vértebra. No entanto, esse tipo de posicionamento promove interferência dos arcos costais, que são projetados sobre as vértebras lombares L1 e L2, e da pelve, que é projetada sobre L4 e L5. Além disso, deformidades na coluna são comumente encontradas (pacientes idosos, pacientes com perda acentuada de massa óssea etc.). Essa situação pode impedir o posicionamento adequado,

tornando baixa a taxa de reprodutibilidade do método para essa incidência, tornando inviável a sua realização rotineira em todos os exames.

A varredura do fêmur permite a avaliação de três regiões: o colo do fêmur, o triângulo de Ward e o trocanter. No colo predomina o osso cortical, no triângulo o osso trabecular, e no trocanter existe uma composição equilibrada. A precisão da varredura depende muito do posicionamento correto do paciente.

A varredura do antebraço é feita no terço distal da região e permite a avaliação da massa óssea trabecular e cortical do rádio. A varredura de corpo inteiro calcula a DMO de todo o esqueleto. Esse tipo de varredura permite separar o percentual de massa magra e gordura e a quantidade de cálcio no esqueleto. A figura 8.6 apresenta imagens das três regiões mais utilizadas para a medição da DMO: a região proximal do fêmur, as vértebras da coluna lombar e a região distal do antebraço.

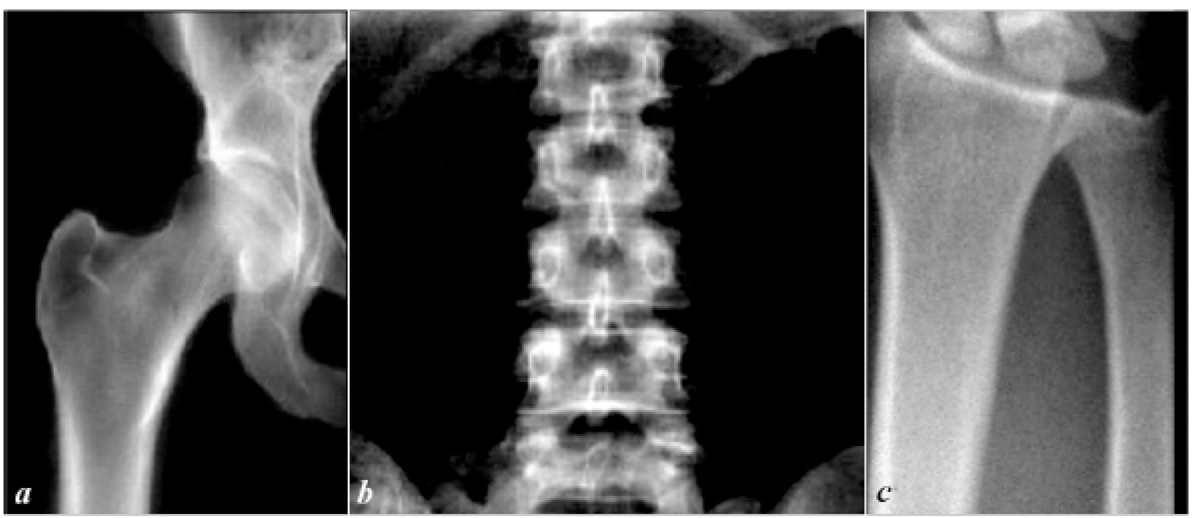


Figura 8.6 – Imagens de densitometria óssea: região proximal do fêmur (*a*), coluna lombar (*b*) e região distal do antebraço (*c*)

A varredura de corpo inteiro é uma opção que permite uma visão global das alterações que ocorrem em todo esqueleto. Esse tipo de varredura permite concluir se a perda de massa óssea está ocorrendo de forma geral no esqueleto ou se ela ocorre de forma mais acentuada em alguma região. A varredura de corpo inteiro permite determinar os valores do conteúdo mineral ósseo e da

DMO no esqueleto inteiro com sub-regiões que incluem: o crânio, os braços, as costelas, a coluna lombar, a coluna torácica, a pelve e as pernas.

8.5 Parâmetros de referência

A perda de massa óssea que ocorre com a idade pode ser medida pela determinação da densidade óssea do indivíduo, cuja unidade de medição utilizada nos aparelhos que geram imagens de volume no plano, como a DEXA, é feita em miligramas por centímetro quadrado ($mg.cm^{-2}$). A medição da densidade óssea é importante porque através dela se pode prever o risco de ocorrência de fratura devido à perda de massa óssea (fragilidade do osso). Assim, o risco de fratura pode ser calculado a partir dos resultados obtidos nas varreduras por DEXA.

Os parâmetros normatizados para a análise da densidade óssea são definidos como "índice T" e "índice Z" (T-*score* e Z-*score*). Os índices T e Z são baseados em uma observação estatística que utiliza a média e o desvio padrão através da análise de uma curva de Gauss, também conhecida como "curva do sino", e da distribuição da população em função dessa curva. A figura 8.7 apresenta uma típica curva padronizada de distribuição gaussiana – curva do sino – que é utilizada para a observação de uma distribuição estatística.

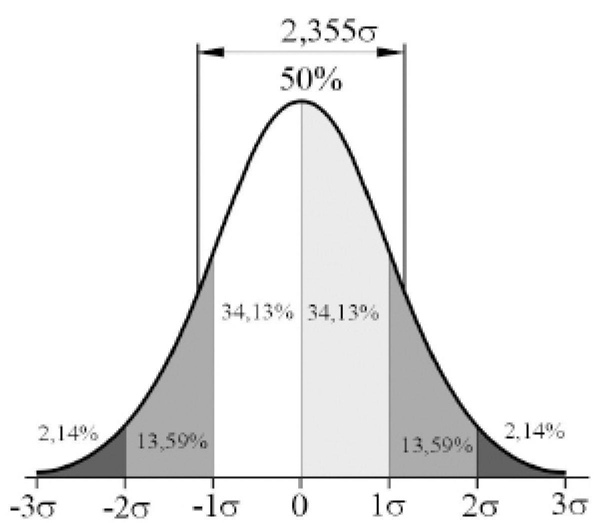


Figura 8.7 – Curva de distribuição Gaussiana

Muitos fenômenos biológicos, psicológicos e sociais que ocorrem em uma população podem ser estudados com o auxílio da curva do sino. Essa curva simétrica em torno da média pode ser dividida ao meio em seu valor máximo, que corresponde à média da amostragem, sendo que 50% da amostra estudada está distribuída abaixo da média e 50%, acima da média.

O desvio padrão da amostra (σ) é também utilizado como referência de distribuição da população dessa amostra. Conforme apresentado na figura 8.7, 34,13% da população se enquadra num intervalo entre zero e menos uma vez o desvio padrão (-1σ). O mesmo percentual se distribui entre zero e mais uma vez o desvio padrão (1σ) do evento observado. Outro fator importante na utilização da curva de sino para a análise de uma amostra estatística é que a probabilidade de ocorrência de um evento com a população amostrada é considerada igual para todos aqueles que se encontram no intervalo de 2,355 vezes o desvio padrão, na região central da curva. A parcela da população que se encontra fora desse intervalo apresenta uma probabilidade maior ou menor de ocorrência do evento estudado. No caso específico da curva aplicada ao risco de fratura devido à diminuição da massa óssea, a parcela da população que se encontra fora da região central ($2{,}355\sigma$), do lado esquerdo apresenta o risco de fratura aumentado.

O valor do índice T indica a densidade óssea de um paciente comparada com a densidade óssea de uma referência, que é a de um indivíduo do mesmo sexo e com o pico de massa óssea. O valor da densidade mineral óssea de referência (DMO_{ref})é obtido pelo valor médio da DMO de uma população saudável entre 25 e 35 anos. Nessa população se encontra o ápice da DMO no organismo humano. Um valor do índice T igual a zero indica que o paciente apresenta DMO igual ao valor médio do indivíduo adulto jovem e saudável. Valores superiores indicam uma maior DMO e valores inferiores a zero sugerem uma diminuição da DMO em relação ao valor de referência (DMO_{ref}).

Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), os critérios para diagnóstico da osteoporose de acordo com a Densidade Mineral Óssea (DMO) são:

- Normal – quando o valor da DMO encontra-se dentro de, no máximo, um desvio padrão abaixo daquele encontrado no indivíduo de referência

(adulto jovem do mesmo sexo e etnia).

- Osteopenia – quando o valor da DMO encontra-se entre -1 e -2,5 desvios padrão da referência de normalidade.
- Osteoporose – quando o valor da DMO está abaixo de -2,5 desvios padrão da referência de normalidade.
- Osteoporose estabelecida – quando o valor da DMO está abaixo de -2,5 desvios padrão na presença de uma ou mais fraturas por fragilidade óssea.

Portanto, os valores do índice T entre zero e -1 são considerados normais; os valores entre -1 e -2,5 indicam uma DMO abaixo do normal, o primeiro estágio de perda óssea, denominado osteopenia; e os valores abaixo de -2,5 indicam a osteoporose.

Assim, conforme a OMS, quando a densidade de massa óssea está abaixo do ponto -2,5σ (índice T<-2,5), está diagnosticada a osteoporose. Se já houver alguma fratura por fragilidade óssea, diz-se que existe uma osteoporose estabelecida. O índice T pode ser obtido pela diferença entre a DMO do indivíduo menos a DMO de referência (DMO_{ref}) dividida pelo desvio padrão de referência (σ_{ref}), conforme define a equação 8.1.

$$T = \frac{DMO - DMO_{ref}}{\sigma_{ref}} \tag{8.1}$$

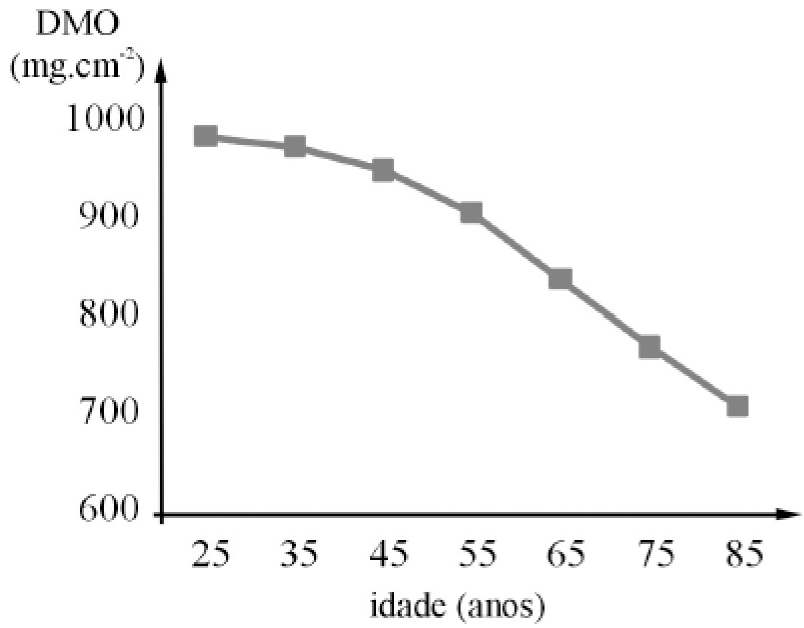


Figura 8.8 – Curva de variação da DMO com a idade para a varredura de quadril em mulheres brancas

Após o seu pico de massa óssea, que ocorre por volta dos 30 anos de idade, o ser humano começa gradualmente a perdê-la, sendo uma determinada perda de massa óssea considerada natural e sem significado patológico. O gráfico apresentado na figura 8.8 demonstra a diminuição da DMO com o aumento da idade. Essa curva foi traçada utilizando os valores médios encontrados nas varreduras de quadril feitas em uma população de mulheres brancas. O valor da DMO é típico para cada tipo de osso e, por essa razão, toda comparação é feita para a varredura de um dado sítio.

Como existe uma diminuição natural da DMO com o aumento da idade, utiliza-se o índice Z para observar se a perda óssea ocorrente está ou não dentro de um padrão considerado normal. Os valores do índice Z são números que indicam a DMO de um paciente comparado com uma referência que pertence a um mesmo grupo classificado por faixa etária, massa corporal e sexo. Enquanto o valor do índice T é usado para diagnosticar a perda de massa óssea ao longo da vida, o valor do índice Z pode ajudar a determinar quais outros fatores além do envelhecimento podem estar contribuindo para uma perda maior que aquela esperada em função do envelhecimento do organismo. O valor do índice Z significativamente menor que o valor de referência do

grupo pode indicar a necessidade de submeter o paciente a novos exames para se determinarem as causas dessa perda de massa óssea não relacionada com o envelhecimento do organismo. O índice Z pode ser obtido pela diferença entre a DMO do indivíduo menos a DMO média do grupo ao qual ele pertence (DMO_{grupo}) dividida pelo desvio padrão do grupo (σ_{grupo}), conforme define a equação 8.2.

$$Z = \frac{DMO - DMO_{grupo}}{\sigma_{grupo}} \qquad 8.2$$

A tabela 8.3 apresenta as referências de DMO e o desvio padrão para o homem branco, a mulher branca, o homem negro e a mulher negra em função da idade para a varredura de quadril. Esses valores são utilizados para o cálculo dos índices T e Z.

Veja o exemplo de uma paciente branca de 55 anos que apresentou uma leitura de DMO do quadril de $700 g.cm^{-2}$. Utilizando os dados da tabela 8.3 se pode calcular o valor dos índices T e Z.

$$T = \frac{700 - 955}{123} \Rightarrow T = -2,07$$

$$Z = \frac{700 - 876}{139} \Rightarrow Z = -1,27$$

Tabela 8.3 – Referências de DMO para a varredura de quadril

Idade	Homem branco		Mulher branca		Homem negro		Mulher negra	
	DMO ($mg.cm^{-2}$)	σ	DMO ($mg.cm^{-2}$)	σ	DMO ($mg.cm^{-2}$)	σ	DMO ($mg.cm^{-2}$)	σ
25	1055	146	955	123	1189	171	1040	135
35	1038	144	945	130	1141	166	1017	142
45	1002	140	920	136	1094	162	1034	160
55	990	143	876	139	1072	185	973	175
65	969	157	809	140	1027	168	890	154
75	928	151	740	129	984	173	838	154

85	859	161	679	135	933	194	723	146

Assim, após a varredura de uma dada região, o computador faz uma comparação com os dados de referência que possui no seu banco de dados e gera um relatório com os dados obtidos. Numa varredura de coluna lombar, por exemplo, através da geração da imagem são separadas as vértebras, e a área que cada vértebra ocupa na imagem é demarcada e calculada, conforme a primeira vértebra lombar (L1) ilustrada na figura 8.9.

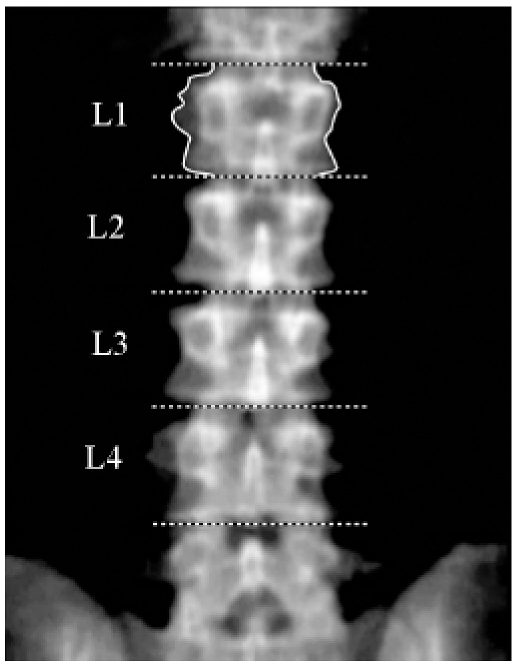


Figura 8.9 – Radiografia da coluna lombar com demarcação dos pontos de separação das vértebras

Pela atenuação do feixe promovida por cada vértebra é possível ao computador estimar a massa óssea de cada uma delas separadamente. Fazendo a divisão da massa óssea pela área que a vértebra ocupa na imagem obtém-se a DMO medida em $g.cm^{-2}$ ou $mg.cm^{-2}$. A obtenção desse número permite a comparação dos dados do paciente com a referência existente no banco de dados do computador. O computador desenvolve curvas de variação de DMO, conforme a apresentada na figura 8.8 para cada região de varredura e para cada

grupo de acordo com idade, sexo etc., que permite a geração dos valores dos índices T e Z para o paciente examinado.

Tabela 8.4 – Referências de DMO para a varredura de quadril

Região	Área (cm^2)	CMO (g)	DMO ($g.cm^{-2}$)
L1	11,62	7,62	0,656
L2	12,57	7,92	0,630
L3	13,48	11,45	0,849
L4	15,56	13,97	0,898
Total	53,23	40,96	0,769

Após a varredura de um sítio, o computador gera um relatório para este sítio com os dados obtidos. A tabela 8.4 apresenta os dados obtidos em uma varredura de coluna lombar com a separação da área que cada vértebra ocupa na imagem, a parcela de conteúdo mineral do osso (CMO) dessa área, e a DMO obtida por esses dados. O total corresponde à DMO da estrutura óssea de toda a região de varredura.

De posse do valor de DMO é feito o cálculo dos valores dos índices T e Z para todas as estruturas de interesse e para toda a estrutura óssea da varredura. A figura 8.10 apresenta um gráfico típico de DMO que relaciona o valor da DMO com a idade para a coluna lombar da população de mulheres brancas. Esse gráfico é gerado pelo computador a partir dos dados de referência existentes em seu banco de dados.

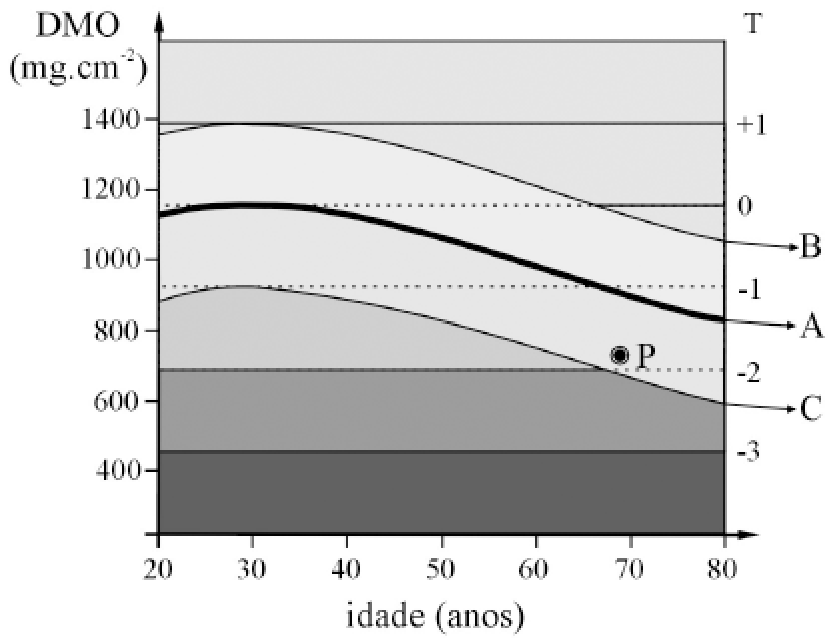


Figura 8.10 – Curva característica da variação da DMO para a coluna lombar da população de mulheres brancas

A curva central (A) apresenta a variação do valor médio da DMO com a idade para essa população. Pode-se observar através deste gráfico que dos 20 aos 30 anos o valor da DMO é crescente, o que significa que o processo osteoblástico é maior que o ostecoclástico. A partir dos 30 anos ocorre o inverso, e por isso há uma diminuição do valor médio da DMO da coluna lombar dessa população.

As linhas horizontais marcam os valores do índice T, que é baseado no desvio padrão de referência, correspondente ao ápice do valor da DMO que ocorre próximo aos 30 anos de idade, na qual o valor do índice T é igual a zero. Assim, a linha em que T é igual a +1 corresponde ao valor da DMO médio para uma pessoa de 30 anos mais uma vez o desvio padrão dessa população, e o valor igual a -1 corresponde ao valor de referência de DMO menos uma vez o desvio padrão. E assim sucessivamente.

A curva B, imediatamente acima da curva central (A), é gerada pela soma do valor médio para cada idade com o valor do desvio padrão correspondente a essa idade. Pode-se observar que a curva B tem forma muito parecida com a da curva A. Isso se deve ao fato de que o desvio padrão não possui muita variação de valor em função da idade. A tabela 8.3 ilustra essa característica de

pequena variação do valor do desvio padrão com a variação da idade. A curva imediatamente abaixo da curva central (C) é obtida pela subtração do valor do desvio padrão correspondente a cada idade da curva A.

Portanto, a curva A corresponde à variação do valor de referência da DMO com a idade para a coluna lombar da população de mulheres brancas. A curva B limita o valor do índice Z igual a +1, e a curva C limita o valor do índice Z igual a -1.

Assim, considerando os dados da tabela 8.4 como sendo de uma mulher branca de 70 anos, no gráfico ela estaria posicionada no ponto P. Observando esse ponto, pode-se concluir que o seu índice T é um pouco maior que -2, o que significa que essa paciente apresenta risco de fratura por perda de massa óssea aumentado e que seu índice Z é um pouco maior que -1, o que significa que, para a população da idade dela, a perda de massa óssea está na região em que o risco de fratura está acima da média esperada.

8.6 Outras técnicas diagnósticas

Além da DEXA, existem outras técnicas diagnósticas utilizadas para determinação da densidade óssea, como a tomografia computadorizada quantitativa, a ultrassonografia quantitativa e a ressonância magnética quantitativa.

A tomografia computadorizada quantitativa

A tomografia computadorizada quantitativa QCT (*Quantitative Computed Tomography*) é uma técnica de medição da absorção diferenciada de fótons pelos tecidos ósseos, assim como a SPA, a DPA, a SXA e a DEXA, mas realizada em um aparelho de tomografia computadorizada. Essa técnica foi proposta em meados da década de 1970 com o uso de uma fonte de ^{125}I para a medição de densidade óssea periférica e posteriormente foi adaptada para os aparelhos comerciais de TC que utilizam feixes de raios X. A QCT constitui o único método que permite a medição espacial da densidade óssea em gramas por

centímetro cúbico ($g.cm^{-3}$), além de possibilitar a medição separada da estrutura cortical e da estrutura trabecular dos ossos.

Para quantificar a densidade óssea, alguns padrões são utilizados e a medição obtida é comparada com esses padrões de referência que equivalem à densidade mineral óssea. Diferentemente das outras técnicas, a QCT calcula a DMO tridimensional diretamente. A possibilidade de calcular a densidade óssea na região trabecular é importante para a análise de respostas terapêuticas.

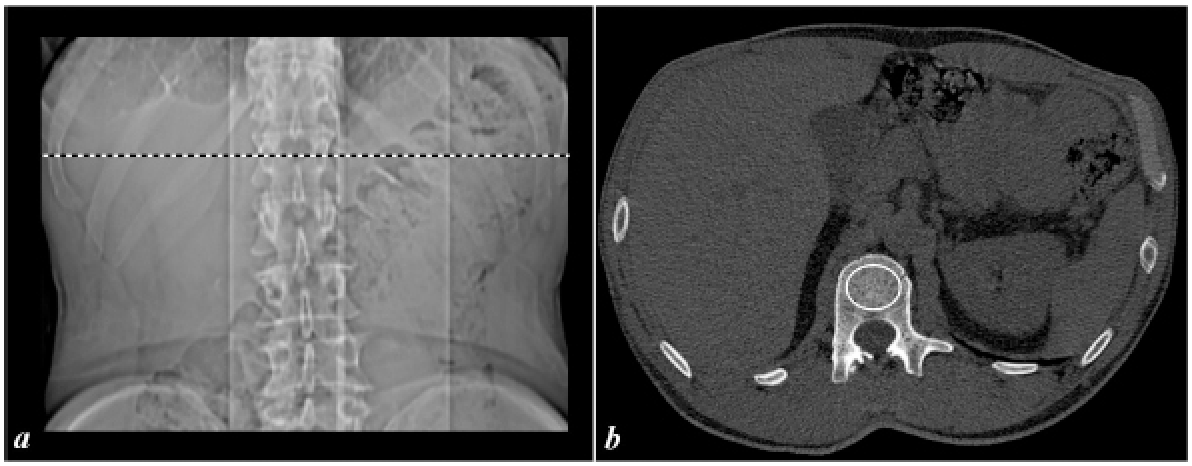


Figura 8.11 – Imagens de tomografia computadorizada de abdome: topograma com marcação de eixo de corte (*a*), imagem de corte axial com marcação do tecido ósseo trabecular vertebral (*b*)

No entanto, a QCT ainda é um método diagnóstico de difícil acesso e pouco difundido geograficamente. A varredura por TC, além de ser muito mais cara, implica em uma exposição considerável do paciente à radiação ionizante. Na QCT, o paciente recebe uma dose de radiação maior que aquelas geradas pelos demais métodos que utilizam a radiação ionizante como princípio físico para determinação da DMO.

A figura 8.11 apresenta imagens geradas em tomografia computadorizada da região abdominal. A imagem (*a*) apresenta um topograma frontal no qual podem ser observadas as vértebras da coluna a partir da décima primeira vértebra torácica até a quinta vértebra lombar com a marcação do eixo do corte axial apresentado na imagem (*b*) no meio da primeira vértebra lombar. A imagem (b) contém um corte axial com a marcação no corpo da primeira

vértebra lombar da região de osso trabecular que será utilizada para o cálculo da DMO.

A ultrassonografia quantitativa

A ultrassonografia quantitativa QUS (*Quantitative Ultra-Sound*) é um método utilizado para a determinação da perda de massa óssea pela medição da massa óssea de estruturas ósseas periféricas. Por dificuldades técnicas, as medidas do QUS não podem ser realizadas nas regiões mais afetadas por fraturas geradas devido à diminuição da massa óssea (coluna e quadril). No entanto, foi demonstrado clinicamente que as medidas feitas no calcâneo através do QUS indicam boa acurácia para a detecção de risco de fratura devido à osteoporose, principalmente para a fratura de quadril.

O calcâneo é escolhido devido ao grande volume de osso trabecular existente entre duas faces chatas de osso cortical, o que facilita o processo de transmissão e recepção do feixe sonoro. Além do calcâneo, o QUS é utilizado para a medição de perda de massa óssea através das falanges da mão e da tíbia, no tornozelo.

O princípio físico do QUS é baseado na emissão de um pulso sonoro que se propaga através do osso. Esse pulso sonoro sofre espalhamento e absorção pelo osso trabecular. A atenuação do sinal, medida em decibéis (dB), aumenta diretamente com o aumento da frequência sonora, e a grandeza que relaciona a absorção com a frequência é denominada BUA (*Broadband Ultrasonic Attenuation*), que é medida em decibéis por megaherz ($dB.MHz^{-1}$). O valor do BUA é reduzido para pacientes que apresentam osteoporose porque esses pacientes possuem pequena quantidade de trabéculas no calcâneo, o que atenua pouco o sinal de ultrassom.

A maioria dos aparelhos de QUS mede também a velocidade de propagação do som SOS (*Speed of Sound*) através da recepção dos ecos gerados na estrutura trabecular do osso. Os pacientes portadores de osteoporose apresentam menor valor de SOS. Isso se deve ao fato de que a perda de minerais do osso causa a diminuição de sua elasticidade.

Alguns fabricantes combinam os fatores BUA e SOS para gerar um fator denominado "índice de ultrassom quantitativo" (*Quantitative Ultrasound Index*) – QUI. Esse índice não traz nenhum significado em particular, mas auxilia a precisão do método. A grande maioria dos equipamentos de QUS faz medições no calcâneo com o pé do paciente colocado dentro da água para facilitar a propagação do sinal. No entanto, aparelhos mais modernos utilizam dispositivos emborrachados que são recobertos com gel condutor para melhorar o contato físico do pé com o detector.

A ressonância magnética quantitativa

A imagem por ressonância magnética é uma nova técnica que permite obter informações sobre a densidade óssea bem como detectar fratura oculta. O osso cortical, por possuir menor quantidade de núcleos de hidrogênio-1, não apresenta um sinal de resposta adequado, porém, é possível obter informações sobre as características ósseas a partir do osso trabecular, devido à presença da medula óssea. A perda da intensidade do sinal de resposta da região trabecular está associada diretamente à densidade do osso trabecular.

Investigações nessa área têm apontado que, ao quantificar o tempo de relaxamento da medula óssea presente no osso trabecular, pode-se relacioná-lo com a densidade óssea e a estrutura dessa região. A estrutura do osso trabecular é claramente apresentada nas imagens de RM de alta resolução, as quais, combinadas às técnicas de análise quantitativa, possibilitam a avaliação da osteoporose e do risco de fratura.

8.7 Segurança em Dexa

Como qualquer outro aparelho que emite radiações ionizantes, os aparelhos de DEXA devem ser monitorados para que funcionem de maneira eficaz e segura. Para isso, o controle de qualidade do equipamento deve realizar periodicamente testes com o objetivo de garantir o seu bom funcionamento.

As varreduras realizadas nos aparelhos de DEXA geram pequenas doses nos pacientes. Estes aparelhos utilizam um feixe muito colimado, em pequeno valor de corrente catodo-anodo e de alta-tensão, gerando pequena quantidade de radiação espalhada quando está em perfeitas condições de funcionamento.

Os aparelhos com feixe-lápis (*pencil beam*) necessitam de um tempo de varredura maior do que os de feixe em leque. No entanto, geram doses ainda menores sobre o paciente, devido à maior colimação do feixe, o qual gera uma quantidade de radiação espalhada proporcionalmente menor, se considerada a área de varredura.

As doses no paciente são geralmente menores que as doses recebidas pelos seres humanos durante um dia devido à radiação de fundo. Consequentemente, as doses recebidas pelos operadores durante um ano de trabalho, desde que estejam a 1m da mesa de exames, são menores que aquelas recomendadas como limite de dose anual para o trabalhador. Por essas razões, os aparelhos de DEXA dispensam instalações especiais com sistema adicional de radioproteção ou o uso de EPIs, como o avental de chumbo para o operador do sistema.

No entanto, apesar de serem pequenas as doses geradas pelos aparelhos de DEXA, seja no paciente, seja no operador do sistema, deve-se lembrar que se trata de equipamento que emite radiação ionizante. Por isso, devem ser tomados todos os cuidados para se manter seu bom funcionamento, garantindo que o sistema de blindagem do tubo de raios X e os colimadores estejam em perfeito estado, para que possam ser garantidas as baixas doses de radiação produzidas por esse tipo de método diagnóstico.

Exercícios propostos

8.1 Qual o objetivo da densitometria óssea?

8.2 Quais as principais razões que induzem a diminuição da massa óssea?

8.3 O que é a osteoporose?

8.4 Cite as condições que predispõem ao desenvolvimento da osteoporose.

8.5 Em quais situações está indicado o exame para triagem da osteoporose?

8.6 Qual foi o primeiro método que permitiu observar a diminuição da massa óssea?
8.7 Por que radiografias simples de estruturas ósseas não são mais utilizadas como método de diagnóstico de osteoporose?
8.8 Qual o primeiro método utilizado para a determinação da densidade óssea em organismos vivos?
8.9 Qual a vantagem trazida pela DPA?
8.10 Por que a DEXA é atualmente o aparelho utilizado para a determinação da DMO?
8.11 Como funciona a varredura por DEXA?
8.12 Quais os processos de varredura por DEXA?
8.13 O que é a DEXA?
8.14 Em densitometria óssea, quais são os sítios mais comumente utilizados para varreduras?
8.15 Quais são os parâmetros de referência utilizados no diagnóstico por DEXA?
8.16 O que determina o valor do índice T?
8.17 O que determina o valor do índice Z?
8.18 Qual o índice-limite para diagnóstico de osteoporose?
8.19 Quais as outras técnicas que podem ser utilizadas para a determinação da DMO?
8.20 Conceitue osteopenia.

REFERÊNCIAS

AUSTRALIAN NUCLEAR SCIENCE & TECNOLOGY ORGANIZATION. *Radioisotopes in medicine*. Nuclear issues briefing paper 26. Melbourne: Uranium information centre ltd. May 2004. 2001. 11p.

AUSTRALIAN NUCLEAR SCIENCE & TECNOLOGY ORGANIZATION. *Medical and industrial radioisotopes*. Menai: ANSTO, Jul/1999. 6p.

BERKELEY. *Exploring the table of isotopes*. Disponível em: <www.isotopes.lbl.gov/education/isotopes.htm>. Acesso em: 17 out. 2006.

BLAKE, Glen M.; FOGELMAN, Ignac. *Interpretation of bone densitometry studies*. Semin Nucl Me, 1997. v.27, n.3, p.248–260.

BLAKE, Glen M.; FOGELMAN, Ignac. *Technical principles of dual energy x-ray absorptiometry*. Semin Nucl Med, 1997. v.27, p.210–228.

BLAKE, Glen M.; WAHNER Heinz W.; FOGELMAN, Ignac. *The evaluation of osteoporosis*: dual energy x-ray absorptiometry and ultrasound in clinical practice. 2. ed. London: Martin Dunitz, 1999. 470p.

BONNICK, Sydney Lou. *Bone densitometry in clinical practice*: application and interpretation. Human Press, 2004. 436p.

BONTRAGER, Kenneth L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 814p.

BRUNADER, Richard; SHELTON, David K. *Radiologic bone assessment in the evaluation of osteoporosis*. American family physician, 2002. v.65, n.7, p.1357-1364.

CANN C. E. *Quantitative CT for determination of bone mineral density*: a review. Radiology, 1988. v.166, p.509–522.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil textbook of medicine*. 22 ed. New York: Saunders, 2003. 2784p.

FOGELMAN, Ignac; BLAKE, Glen M. *Different approaches to bone densitometry*. The Journal of Nuclear Medicine, 2000. v.41, n.12, p.2015-2025.

FROST, M. L.; BLAKE, Glen M.; FOGELMAN, Ignac. *Does the combination of quantitative ultrasound and dual-energy X-ray absorptiometry improve fracture discrimination?* Osteoporosis international, 2001. v.12, p.471-477.

FROST, M. L.; BLAKE, Glen M.; FOGELMAN, Ignac. *Does the combination of quantitative ultrasound and dual-energy X-ray absorptiometry improve fracture discrimination? principles of dual energy x-ray absorptiometry*. Semin Nuclear Medicine, 1997. v.27, p.210–228.

GALI, Julio Cesar. *Osteoporose*. Acta ortop. Bras. 9(2). Abr/jun 2001 p.3-12.

GENANT H. K.; ENGELKE K.; FUERST T. et al. *Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art. Journal of Bone and Mineral* Research, 1996. v.11, p.707–730.

GENTON L.; GONICELLA G. et al. *Half body dual X-ray absorptiometry predicts whole body composition (WBC): a potential method to measure obese patients*. Clinical Nutrition, 2001. v.18, n.1, p. 66-70.

GENTON Laurence; HANS Didier; KYLE Ursula G.; PICHARD Claude. *Dual-Energy X-ray Absorptiometry and body composition*: differences between devices and comparison with reference method. Nutrition, 2002. v.18, n.1, p.66-70.

HERD, R.J.M.; BLAKE, G. M.; PARKER, J. C. el al. *Total body studies in normal british women using dual X-ray absorptiometry*. British Journal Radiology, 1993. v.66, p.303-308.

MAZESS, Richard B.; BARDEN, Howard S.; BISEK, Joseph P.; HANSON James. *Dual-energy x-ray absorptiometry for total-body and regional bone-mineral and soft-tissue composition*. The American journal of clinical nutrition, 1990. v.5, p.106-112.

NJEH, C. F.; BOIVIN, C. M.; LANGTON, C. M. *The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis*: a review. Osteoporosis international, 1997. v.7, p.7-22.

REIDERMAN, Arcady; TAICHER, Gersh Zvi. *Quantitative magnetic resonance method and apparatus for bone analysis*. United States Patent 6285901. 4. sept. 2001.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DENSITOMETRIA CLÍNICA. *Curso de operadores em densitometria óssea*. Belo Horizonte, 2002. 88p.

SVENDSEN O. L.; HASSAGER C.; SKODT V.; CHRISTIANSEN C. *Impact of soft tissue on in-vivo accuracy of bone mineral measurements in the spine, hip, and forearm*: a human cadaver study. J Bone Miner Res, 1995. v.1, p.868–873.

VELHO, Lorena Aguirre Zambrano; BELLANGERO, William; BAHAMONDES, Luis. *Avaliação quantitativa ultra-sonográfica do calcâneo permite*

diferenciar mulheres com e sem fraturas ósseas recentes. Revista da Associação Médica Brasileira. 2007.

WARD, K. A.; COTTON J.; ADAMAS J. E. *A technical and clinical evaluation of digital X-ray radiogrammetry*. Osteoporosis international, 2003. v.14, p.389-395.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Assessment of fracture risk and its implication to screening for postmenopausal osteoporosis*. Osteoporosis International, v.4, n.6, nov. 1994, p. 368-381.

1. Fantoma – modelo representativo, físico ou computacional, utilizado em testes com o objetivo de simular um dado processo ou procedimento.

Capítulo 9

Medicina nuclear

A Medicina Nuclear é uma especialidade médica que se caracteriza por trabalhar com processos diagnósticos e terapêuticos nos quais são utilizadas fontes de radiação abertas de forma segura. Essas fontes, ao serem manipuladas, permitem incorporação do material radioativo pelo organismo através de contato, ingestão, inalação, ou quando injetadas. Nos processos diagnósticos, a quantidade de material radioativo utilizada é muito pequena. No entanto, como o material radioativo precisa ser introduzido no organismo do paciente para geração da imagem diagnóstica, os radionuclídeos utilizados em Medicina Nuclear apresentam períodos de meia-vida curtos. Assim, após um curto período de tempo, a atividade do material radioativo termina, pois a fonte fica exaurida.

Os radionuclídeos utilizados como fonte de dados para a geração de imagens diagnósticas são associados a substâncias que permitem distribuir o material radioativo no interior do organismo de acordo com a região ou órgão

que se deseja observar. Essas substâncias, compostas por moléculas marcadas com radionuclídeos, são denominadas "radiofármacos". Por permitirem o acompanhamento de sua difusão e concentração no interior do organismo, essas substâncias são também denominadas "traçadores".

O contraste que permite a geração das imagens em Medicina Nuclear se caracteriza pela maior ou menor concentração do material radioativo em um dado órgão. O diagnóstico é realizado pela comparação entre a forma de distribuição desse material em relação a uma distribuição de referência na qual não existe alteração no órgão observado. Assim, uma maior concentração pode significar maior atividade funcional, e uma menor concentração, menor atividade. Essas características observadas por meio das imagens permitem diagnosticar as patologias pesquisadas.

As imagens geradas em Medicina Nuclear não apresentam uma boa definição anatômica, pois essas imagens diagnósticas fornecem informações sobre alterações teciduais funcionais (fisiológicas e/ou bioquímicas). Essas informações obtidas a partir das imagens diagnósticas geradas em Medicina Nuclear muitas vezes possibilitam a visibilização de alterações funcionais em fases iniciais quando alterações anatômicas ainda não são evidentes.

As imagens de Medicina Nuclear são denominadas "cintilografias" e utilizam radionuclídeos emissores de fótons gama (γ) e de pósitrons (partículas β^+) para a geração dos dados. Existem três tipos de aparelhos utilizados para a geração de imagens diagnósticas em Medicina Nuclear: as câmaras planares, os SPECTs ou tomógrafos de fóton único, e os PETs ou tomógrafos por emissão de pósitron. As câmaras planares e os SPECTs utilizam os radionuclídeos emissores de fótons γ e os PETs utilizam os radionuclídeos emissores de pósitrons.

9.1 Histórico

A origem da Medicina Nuclear está relacionada com a descoberta da radioatividade por Antoine Becquerel, em 1896, e com os trabalhos de Marie Curie sobre os materiais radioativos naturais. Essas descobertas foram

fundamentais para o processo de evolução dos trabalhos com a radioatividade que culminaram com as aplicações em Medicina Nuclear. Outro passo importante foi a descoberta da radioatividade artificial em 1934, que permitiu a geração de radionuclídeos em laboratório.

A primeira aplicação clínica da radioatividade artificial ocorreu em 1937 para o tratamento de um paciente com leucemia. O marco que deu origem à Medicina Nuclear ocorreu em 1946, quando um paciente foi tratado de câncer de tireoide utilizando um composto contendo iodo radioativo.

A descoberta do iodo-131 no ano de 1938 foi muito importante, pois esse radionuclídeo ainda é utilizado para o diagnóstico e tratamento de distúrbios da tireoide. A descoberta do tecnécio-99-metaestável também foi de grande importância por ser este o radionuclídeo mais versátil para o processo diagnóstico em Medicina Nuclear, e, consequentemente, por ser muito mais utilizado que os demais.

A invenção da gama-câmara por Hal Anger ocorreu no ano de 1954 e sua comercialização subsequente permitiu demonstrar a eficiência dos estudos diagnósticos em Medicina Nuclear. A descoberta de novos radionuclídeos artificiais permitiu o crescimento do processo diagnóstico por imagens em Medicina Nuclear.

A difusão da Medicina Nuclear começou no final dos anos 1950 com o uso do iodo para a observação do funcionamento da tireoide e o diagnóstico de alterações nesse órgão. Simultaneamente, muitos médicos começaram a tratar de modo sistêmico pacientes com hipertireoidismo.

Em meados dos anos 1960 a Medicina Nuclear passou a ter um crescimento muito rápido e se impôs como uma nova especialidade médica. Nos anos 1970, a possibilidade de gerar imagens de outros órgãos, como o fígado e o baço, a localização de tumores cerebrais e diagnósticos do trato intestinal sedimentaram o uso dessa técnica diagnóstica.

Na década de 1980, o uso de radiofármacos para o diagnóstico de doenças cardíacas e o desenvolvimento tecnológico dos computadores promoveu uma melhora considerável no processo diagnóstico.

Nos dias atuais, tomógrafos SPECT e PET permitem mais de cem diferentes procedimentos em Medicina Nuclear que possibilitam gerar informações sobre praticamente todos os sistemas do corpo humano. Os tomógrafos compostos são recentes e posteriores ao PET e ao SPECT.

9.2 Os radionuclídeos

Os radionuclídeos utilizados em Medicina Nuclear apresentam períodos de meia-vida curtos de, no máximo, alguns dias. Dessa forma, ao ser incorporado ao organismo do paciente, este passa a ser uma fonte radioativa, mas em num curto período de tempo a fonte decai e se exaure. Por essa razão, após um período de quarentena, todo o material que foi contaminado no laboratório do serviço de Medicina Nuclear pode ser descartado como resíduo hospitalar, e não mais como resíduo radioativo.

O organismo não distingue os isótopos de um dado elemento e, por isso, quando um radioisótopo de um dado elemento é introduzido no organismo, ele se distribui da mesma forma que os demais isótopos desse elemento. Isso ocorre, por exemplo, com o iodo que, ao ser introduzido no organismo, naturalmente se concentra na glândula tireoide. Por essa razão, radioisótopos do iodo (^{131}I, ^{123}I), quando introduzidos no organismo, também se concentram na tireoide e podem ser utilizados para diagnóstico e a terapia da tireoide em Medicina Nuclear.

De modo semelhante, moléculas que se concentram em determinados órgãos ou sistemas podem ser utilizadas desde que tenham em sua composição um núcleo radioativo. Dessa forma, são moléculas marcadas por radionuclídeos que, ao se distribuir pelo organismo, podem ser localizadas pela radiação que emitem. Os compostos que contêm essas moléculas são denominados “radiofármacos”. Existem muitos radiofármacos produzidos para o uso em Medicina Nuclear e a escolha de sua utilização está associada ao objetivo do diagnóstico.

A quantidade de material radioativo utilizada para a geração de imagens diagnósticas em Medicina Nuclear é tão pequena que as doses geradas em um

exame são semelhantes ou menores que aquelas geradas em um exame realizado em aparelhos de raios X convencional.

Os processos terapêuticos em Medicina Nuclear se baseiam no fato de que certos elementos são necessários ao funcionamento normal do organismo. Como o corpo humano não pode distinguir se os isótopos de um dado elemento são radioativos ou não, o próprio metabolismo do organismo é utilizado para concentrar o material radioativo na região que se deseja irradiar. No caso da terapia, a concentração do radiofármaco administrado corresponde a uma grande quantidade de radioisótopos, pois existe a necessidade de uma grande atividade da fonte para se administrar a dose terapêutica no tecido alterado.

Nos casos de administração de radiofármacos para doses terapêuticas, o paciente deve permanecer isolado durante o tempo necessário para que a atividade da fonte decaia para níveis tão baixos e seguros quanto os níveis da radiação de fundo.

Os radionuclídeos utilizados em Medicina Nuclear são produzidos artificialmente em reatores de fissão nuclear e em aceleradores de partículas, como o ciclotron, por exemplo. Como possuem período de meia-vida curto, essas fontes de radiação devem ser utilizadas num curto período de tempo após sua produção. Quanto menor o período de meia-vida do radionuclídeo, menor é o tempo disponível entre a sua produção e a sua utilização.

Assim, radionuclídeos com períodos de meia-vida de algumas horas ou alguns minutos devem ser produzidos no próprio serviço de Medicina Nuclear, ou muito proximamente, pois o tempo de transporte entre o serviço de produção do radionuclídeo e o serviço de Medicina Nuclear pode inviabilizar seu uso dependendo da distância entre eles. Isso ocorre, por exemplo, com o tecnécio-99-metaestável. O ^{99m}Tc é, atualmente, o radionuclídeo mais importante para geração de imagens diagnósticas em medicina nuclear, mas apresenta um período de meia-vida de apenas 6,01h e por isso deve ser gerado no próprio serviço de Medicina Nuclear através do gerador de molibdênio-99.

O molibdênio-99 é um radioisótopo do molibdênio produzido por ativação neutrônica em um reator nuclear a partir do molibdênio-98, que é um isótopo estável do molibdênio. O molibdênio-99 possui um período de meia-vida de 65,94h (2,75 dias) e decai pela emissão de partículas beta-menos gerando o tecnécio-99 e o tecnécio-99-metaestável em percentuais de 17,6 e 82,4%, respectivamente. O tecnécio-99-metaestável emite um gama e gera o tecnécio-99, e o gama emitido pelo tecnécio-99-metaestável é utilizado para a geração de imagem diagnóstica em Medicina Nuclear. A figura 9.1 apresenta a estrutura de um gerador de tecnécio-99-metaestável.

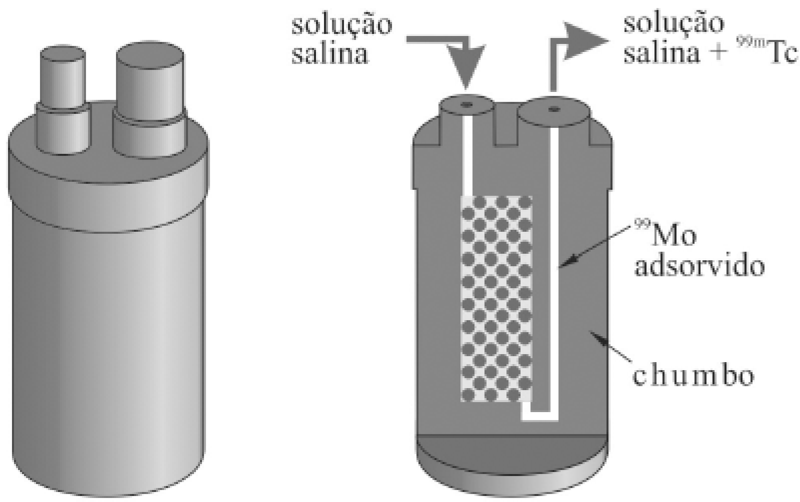


Figura 9.1 – Gerador de tecnécio-99-metaestável

O gerador de tecnécio possui uma coluna de alumina na superfície da qual o molibdênio-99 está adsorvido. A coluna possui dois canais de acesso que são utilizados como terminais de entrada e saída de solvente líquido. Uma camada de chumbo envolve todo o sistema servindo de blindagem para a radiação. Como o tecnécio é quimicamente diferente do molibdênio, ele não fica ligado à coluna e se acumula no solvente que está no interior da coluna. A retirada do tecnécio-99-metaestável é feita por um processo denominado "eluição", no qual um frasco contendo solução salina estéril é colocado no terminal de entrada do gerador. A solução passa através da coluna e é retirada pelo terminal de saída em outro frasco. Esse processo de passagem da solução

salina faz uma lavagem na coluna e a solução retirada contém o tecnécio-99-metaestável.

A quantidade de tecnécio-99-metaestável que pode ser retirada está associada ao tempo decorrido entre uma lavagem e outra, pois o aumento da quantidade de tecnécio no interior da coluna depende do decaimento do molibdênio. A figura 9.2 apresenta um gráfico de atividade em função do tempo para um gerador de tecnécio com atividade inicial de 5MBq devido ao molibdênio, e atividade inicial devido ao tecnécio-99-metaestável igual a zero. Esse gerador sofre uma lavagem da coluna a cada doze horas. À medida que o molibdênio decai, sua atividade diminui, gerando tecnécio, que, ao decair, aumenta a atividade da fonte. Como a cada doze horas ocorre uma lavagem da coluna, a retirada do tecnécio resulta em uma diminuição da atividade interna do gerador. Pode-se observar que, a cada lavagem, a atividade do tecnécio cresce mais lentamente, uma vez que a atividade do molibdênio é cada vez menor. Em virtude da diminuição da quantidade de tecnécio que pode ser retirada ao longo do tempo, é necessário medir a atividade da amostra de tecnécio-99-metaestável que é retirada a cada lavagem. Para esse fim, o serviço de Medicina Nuclear utiliza um aparelho denominado "curiômetro".

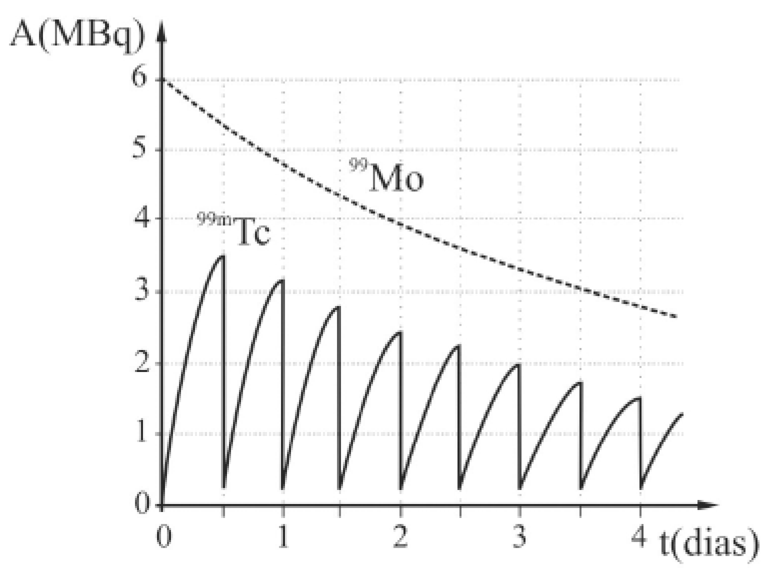


Figura 9.2 – Curvas de atividade de um gerador de tecnécio com lavagem a cada doze horas

O gerador de tecnécio-99-metaestável tem um período de utilização e deve ser trocado quando a atividade de tecnécio extraída é inferior àquela necessária para a execução das atividades programadas pelo serviço de Medicina Nuclear. O gerador utilizado é retornado ao fornecedor, que envia um novo gerador ao serviço.

Outros radionuclídeos utilizados em Medicina Nuclear apresentam períodos de meia-vida maiores e, por essa razão, são fornecidos aos serviços em frascos embalados, tais como o iodo-131, o gálio-67, o tálio-201, o índio-111 etc.

Os radionuclídeos emissores de pósitrons (β^+), atualmente utilizados em Medicina Nuclear, apresentam períodos de meia-vida menores que o tecnécio-99-metaestável, e por isso devem ser produzidos no próprio serviço de Medicina Nuclear ou em local muito próximo dele. Radionuclídeos emissores de pósitrons como o flúor-18, o oxigênio-15, o nitrogênio-13 e o carbono-11 são gerados através de aceleradores de partículas, como o ciclotron.

O serviço de Medicina Nuclear possui um laboratório para a manipulação do material radioativo e a preparação das doses a serem administradas nos pacientes de acordo com os protocolos de cada caso. Esse laboratório também é responsável pela associação do fármaco com o radionuclídeo para gerar o radiofármaco, que é a solução final a ser administrada no paciente.

9.3 As câmaras planares

As câmaras planares, ou gama-câmaras, geram imagens de um volume sobre o plano, assim como as radiografias. Essas câmaras possuem um sistema colimador, um sistema detector e um sistema amplificador de sinal. A figura 9.3 apresenta a estrutura básica de uma câmara planar. O colimador seleciona os fótons que vão atingir o sistema detector. No exemplo da figura, os fótons não perpendiculares ao detector são absorvidos pelas placas do colimador. Existem vários tipos de colimador: paralelo, convergente, divergente e em cone (*pinhole*).

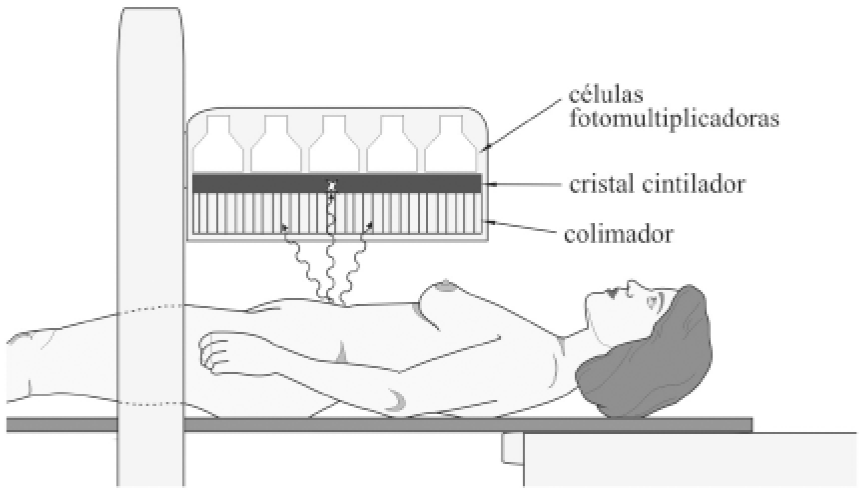


Figura 9.3 – Captação do sinal de radiação por uma câmara planar

Os colimadores são escolhidos de acordo com a aplicação e a energia do fóton do radionuclídeo utilizado na aquisição da imagem e interferem consideravelmente na qualidade da imagem. As placas do colimador são feitas em chumbo ou ligas metálicas de alta absorção de fótons.

O sistema detector é composto por um cristal cintilador de iodeto de sódio dopado com tálio. Os fótons gama, ao atingir o cristal, promovem a sua cintilação gerando fótons de luz. O sinal luminoso gerado no cristal cintilador é então captado por uma célula fotomultiplicadora, que amplifica o sinal e o transforma em um sinal elétrico. Esse sinal elétrico é tratado e amplificado para ser utilizado como fonte de dados para geração da imagem.

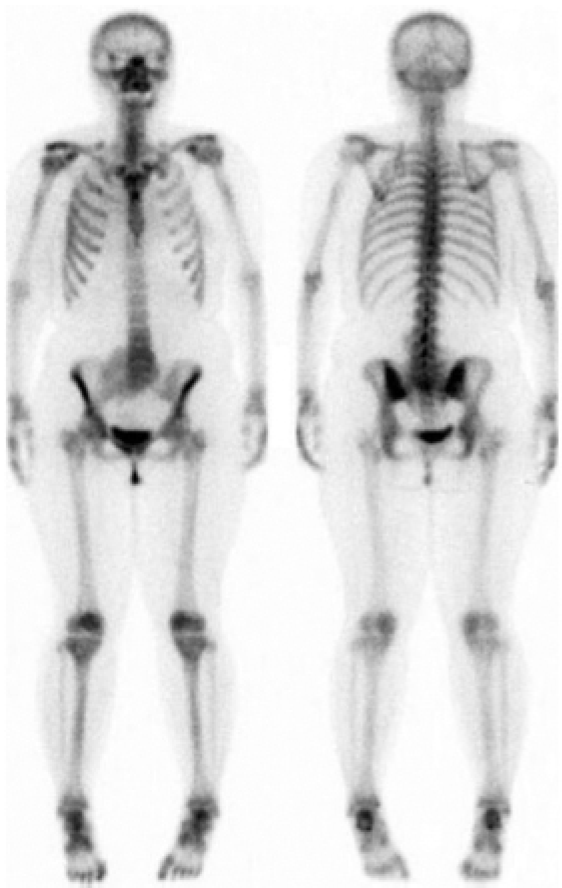


FIGURA 9.4 – Imagens diagnósticas de corpo inteiro obtidas por câmara planar

A figura 9.4 apresenta duas imagens de corpo inteiro obtidas por câmara planar nas quais se observa a distribuição do material radioativo pelo corpo, com concentração no sistema esquelético. A primeira imagem é denominada "imagem anterior" porque foi captada com a câmara posicionada à frente do paciente, e a outra imagem é denominada "imagem posterior" porque foi captada com a câmara posicionada atrás do paciente. As duas imagens apresentam as estruturas anteriores e posteriores do sistema esquelético simultaneamente, por serem imagens de volume. No entanto, devido à parcela do feixe de radiação que é absorvida pelo organismo do paciente, a imagem anterior privilegia a observação das estruturas anteriores, enquanto a imagem posterior privilegia a observação das estruturas posteriores.

Assim como as imagens anteriores e posteriores, as câmaras planares podem ser posicionadas em torno do paciente em ângulos diversos,

permitindo gerar imagens laterais e oblíquas quando existe o interesse de se observar algum órgão posicionado mais lateralmente.

9.4 Os aparelhos SPECT

O aparelho de SPECT – sigla originada de *Single Photon Emission Computed Tomography* – é um tomógrafo sofisticado capaz de produzir imagens de cortes do corpo geradas a partir da detecção de fótons gama de baixa energia emitidos pelos radiofármacos introduzidos no organismo do paciente para diagnosticar uma patologia ou avaliar o funcionamento de um órgão. Os radiofármacos usados contêm uma combinação radioisótopo-molécula que é específica para o órgão ou para a patologia a ser estudada. Pela reconstrução multiplanar das imagens de cortes adquiridas é possível gerar uma imagem tridimensional do órgão em estudo.

O aparelho de SPECT é composto por câmaras planares utilizadas para a captação do sinal emitido pelo paciente, podendo ter duas, três ou quatro câmaras detectoras. A figura 9.5 apresenta a estrutura de um aparelho de SPECT com duas câmaras detectoras cujo colimador permite a captação dos fótons originados no paciente e que são paralelos às lâminas do colimador. As câmaras detectoras são posicionadas em angulações diversas em torno do paciente e, através dos sinais captados nesses diversos ângulos, o computador gera as imagens de corte anatômico por meio do processo de reconstrução por projeção inversa.

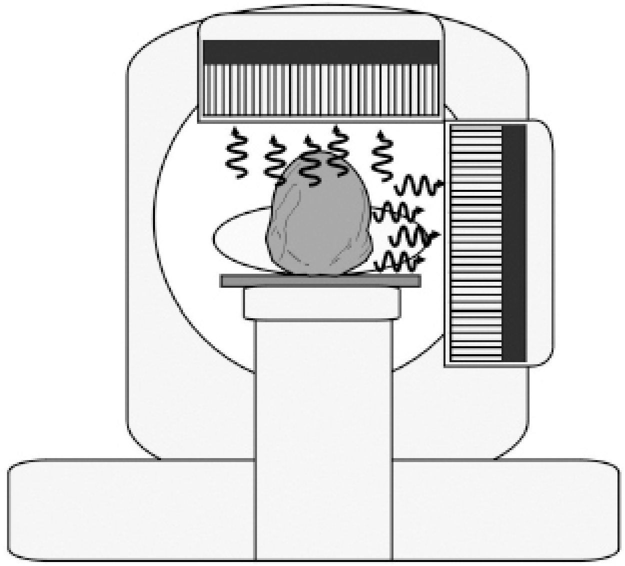


Figura 9.5 – Aparelho de SPECT em vista anterior

A energia dos fótons gama utilizados na geração de imagens por SPECT está entre 100 e 365keV. A tabela 9.1 apresenta as características dos radionuclídeos emissores de gama mais comumente utilizados para o diagnóstico em aparelhos SPECT. Essa tabela contém o período de meia-vida, a energia dos principais fótons gama emitidos, o percentual de ocorrência do fóton gama durante o decaimento do radionuclídeo, e a forma de geração do radionuclídeo.

Tabela 9.1 – Radionuclídeos utilizados em SPECT

Radionuclídeos	Meia-vida	Energia (keV)	Ocorrência (%)	Geração
^{67}Ga	3,26d	93,311	39,2	acelerador de partículas
		184,77	21,2	
		300,19	16,8	
^{201}Tl	72,91h	135,34	2,56	acelerador de partículas
		167,43	10	
^{131}I	8,02d	364,49	81,7	reator nuclear
^{99m}Tc	6,01h	140,51	89	gerador de ^{99}Mo

A figura 9.6 apresenta uma sequência de três conjuntos de quatro imagens de corte do coração obtidas em um aparelho de SPECT. Nessas imagens, a variação de concentração de material radioativo é apresentada pela variação na escala de cinza. No entanto, nos dias atuais, a escala de cores é mais comumente utilizada nas imagens de Medicina Nuclear. Em cada conjunto de quatro imagens, o corte foi feito referenciado a um dos eixos do órgão conforme o diagrama apresentado acima das imagens. Nessas imagens é possível observar a distribuição do material radioativo pelo tecido muscular do coração. As regiões mais claras indicam maior concentração do material radioativo e, consequentemente, maior atividade muscular.

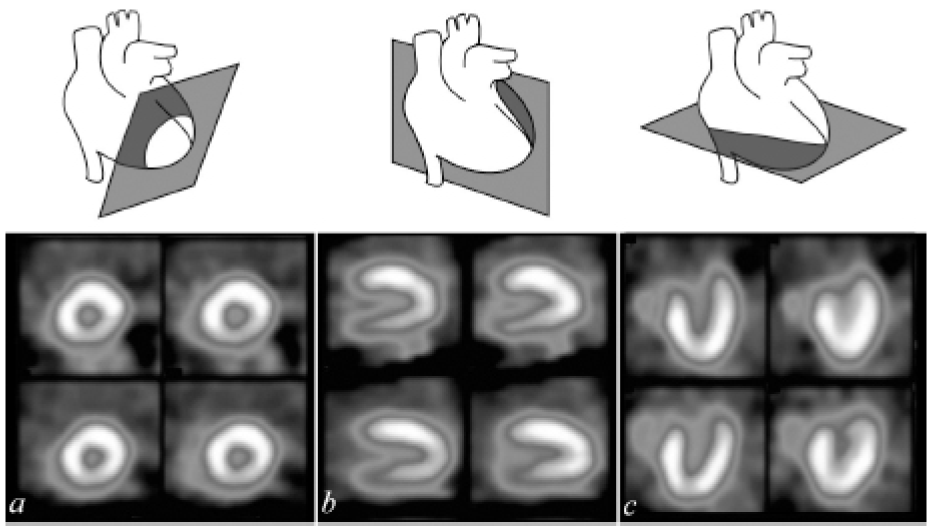


Figura 9.6 – Imagens de corte do coração obtidas por SPECT: eixo curto (*a*), eixo longo vertical (*b*) e eixo longo horizontal (*c*)

9.5 Os aparelhos PET

Os aparelhos de PET – sigla originada de *Positron Emission Tomography* – são tomógrafos capazes de produzir imagens de cortes anatômicos geradas com o auxílio de radionuclídeos emissores de pósitron (β^+). O pósitron é uma partícula com a mesma massa do elétron e com carga positiva. Quando o pósitron é emitido por um núcleo atômico, rapidamente interage com um elétron que se encontra nas proximidades do núcleo que o ejetou, sofrendo

um processo de aniquilação elétron-pósitron e gerando dois fótons de 511keV que se propagam em sentidos opostos, conforme ilustra a figura 9.7.

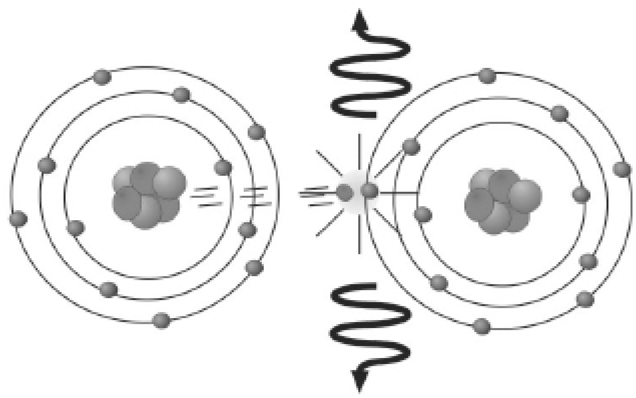


Figura 9.7 – Emissão de pósitron seguida de aniquilação elétron-pósitron e geração de dois fótons de 511keV

Na geração de imagens por PET, os dois fótons gerados pela aniquilação elétron-pósitron são detectados por um anel de detectores que se encontra ao redor do paciente. A partir desses dados, com o auxílio de um sistema computacional, são geradas as imagens de cortes anatômicos pelo aparelho de PET. Assim como os aparelhos de SPECT, os aparelhos de PET também são capazes de gerar imagens tridimensionais.

A figura 9.8 apresenta a estrutura de um aparelho de PET e a captação dos dois fótons emitidos simultaneamente e em sentidos opostos a partir do paciente, devido à aniquilação elétron-pósitron. As imagens geradas em PET ou SPECT são muito semelhantes, mas não se substituem, uma vez que utilizam radionuclídeos diferentes associados a moléculas marcadas diferentes. A distribuição dessas moléculas pelo organismo segue caminhos diferentes e, por isso, podem gerar diagnósticos diferentes. Via de regra, as moléculas marcadas utilizadas em PET possuem radioisótopos de pequena massa atômica, que pertencem a elementos comuns na formação das moléculas orgânicas e, por essa razão, podem fornecer informações metabólicas além das fisiológicas e funcionais.

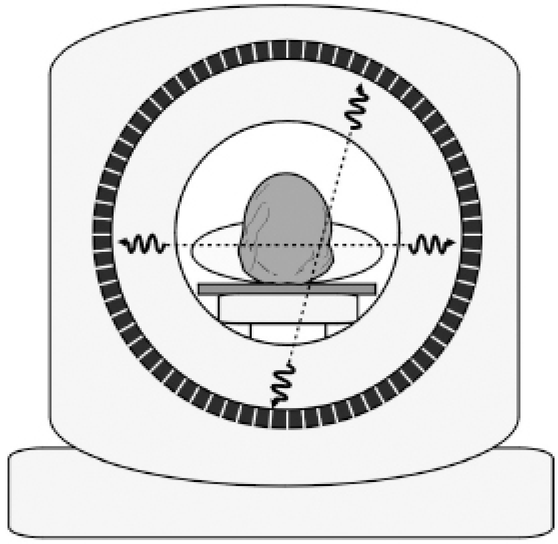


Figura 9.8 – Aparelho de PET em vista posterior

A energia dos fótons utilizados na geração de imagens por PET é de 511keV. A tabela 9.2 apresenta as características dos radionuclídeos emissores de pósitrons mais comumente utilizados para o diagnóstico em aparelhos PET. O período de meia-vida desses emissores de pósitrons é de apenas alguns minutos e, por essa razão, para que possam ser utilizados no diagnóstico por PET, devem ser usados tão logo sejam produzidos, visto que o tempo gasto no transporte pode influenciar significativamente na atividade da amostra.

O carbono-11, o nitrogênio-13, o oxigênio-15 e o flúor-18 são produzidos através de aceleradores de partículas. Os aceleradores de partículas são utilizados para acelerar prótons e deuterons que são direcionados para colidirem com um alvo. Os prótons ou deuterons acelerados, ao colidirem com esse alvo, promovem uma reação nuclear gerando os radionuclídeos emissores de pósitrons. Os radionuclídeos gerados dependem da reação nuclear ocorrida, a qual, por sua vez, depende do alvo atingido pelo feixe de partículas aceleradas. O rubídio-82 é obtido a partir de um gerador de estrôncio-82.

As imagens diagnósticas por PET começaram a ser utilizadas em meados da década de 1970, mas a utilização dos aparelhos compostos de TC-PET teve uma rápida difusão durante a última década. Essa difusão está associada à

construção de miniciclotrons. O ciclotron é um acelerador circular de partículas e os miniciclotrons são aceleradores circulares de partículas de dimensões menores que permitem a produção local dos radioisótopos emissores de pósitron com períodos de meia-vida muito curtos utilizados nos estudos por PET.

Tabela 9.2 – Radionuclídeos utilizados em PET

Radionuclídeos	Meia-vida (min)	Energia de *B*+ (keV)		Molécula marcada	Aplicação
		máxima	média		
^{11}C	20,39	960,5	386,1	Acetato	Metabolismo oxidativo Metabolismo miocárdico
				Carfentanil Metionina	Receptores opiáceos no cérebro Captação de aminoácidos Síntese de proteínas Viabilidade tumoral
^{13}N	9,965	1.198,4	491,82	NH^3	Fluxo sanguíneo Perfusão miocárdica
^{15}O	2,037	1.731,9	735,7	CO^2 H_2O O_2	Fluxo sanguíneo cerebral Perfusão miocárdica Consumo de oxigênio no miocárdio Necrose tumoral
^{18}F	109,77	633,5	242,8	Flúordesoxiglicose (^{18}F-FDG) Fluorodopa (^{18}F-DOPA)	Oncologia Neurologia Cardiologia Mal de Parkinson
^{82}Rb	1,273	2.601 3.378	1. 417,6	-	Perfusão miocárdica Aplicações em estudos cerebrais

Os miniciclotrons utilizam o mesmo princípio de funcionamento dos ciclotrons e são assim denominados por apresentarem um valor final da energia do feixe de partículas menor, limitando o tipo de reações que permitem realizar e, consequentemente, os radionuclídeos que podem produzir. Por serem aparelhos de menor potência, não produzem aceleração suficiente do feixe de partículas para a produção de radioisótopos emissores de fótons gama utilizados em aparelhos de SPECT, como o tálio-201, por exemplo. Por essa razão, a instalação de miniciclotrons está diretamente associada à implantação de diagnóstico pelos aparelhos de TC-PET.

O espectro de energia das partículas β^+ emitidas por uma fonte é um espectro contínuo, ou seja, quando um radionuclídeo emite uma partícula β^+, a velocidade da partícula ejetada é variável, portanto, a energia cinética da partícula também é variável. Por isso, a partícula beta pode ser ejetada com um valor de energia que varia de zero até um valor máximo, e esse valor máximo depende do radionuclídeo que emitiu a partícula β^+. O valor máximo da energia da partícula β^+ emitida pelo nitrogênio-13, por exemplo, é de 1.198,4keV. Assim, a energia da partícula β^+ emitida por uma amostra de ^{13}N varia de zero até 1.198,4keV. A energia média do feixe de β^+ gerado por uma mostra de ^{13}N corresponde a 491,82keV.

O valor da energia do feixe gerado é importante porque a sua penetração está diretamente associada à sua energia. A penetração do feixe de β^+ gerado pelo ^{82}Rb é maior do que a dos demais radionuclídeos contidos na tabela 9.2, pois o ^{82}Rb ejeta partículas β^+ com maiores energias.

A penetração do feixe é importante porque os fótons que dão origem à imagem diagnóstica são gerados quando a partícula β^+ interage com o elétron, e quanto mais energia o pósitron tem, mais ele se distancia do radionuclídeo que o ejetou antes de interagir. Essa característica faz com que o método perca a precisão. Por essa razão, as imagens geradas pelo rubídio-82 são menos precisas que as geradas pelos outros emissores de partículas β^+ citados.

Os miniciclotrons são direcionados atualmente para a produção do flúor-18. Nas aplicações da PET, esse é o radioisótopo utilizado em mais de 90% dos exames realizados. Uma razão que privilegia a utilização do flúor-18, em

detrimento dos demais radioisótopos citados, é a sua meia-vida mais longa. Na comparação com os demais radioisótopos emissores da partícula β^+, o flúor possibilita um melhor aproveitamento em relação ao tempo.

Outro fator importante na utilização do flúor é o menor valor de energia da partícula β^+ emitida. Como a partícula possui menor energia, significa que percorrerá um caminho menor até interagir e gerar os fótons pela aniquilação elétron-pósitron. Essa característica implica em maior precisão do método de diagnóstico, pois a distância entre o ponto onde se encontra a molécula marcada e o ponto onde se origina o sinal gerador de imagem torna-se pouco significativa, aumentando a precisão do sinal registrado.

O flúor-18 é utilizado principalmente para marcar uma molécula análoga da glicose, a flúor-desoxiglicose ([^{18}F]-FDG), que nos processos metabólicos é carreada para toda região onde haja demanda de energia, assim como a glicose. A [^{18}F]-FDG é um traçador de atividade metabólica que é absorvido pelo cérebro, coração, medula óssea e músculos ativos. Concentra-se também em tumores metabolicamente ativos. Por isso, essa molécula marcada é utilizada para marcar o metabolismo tanto de tumores quanto do coração ou do cérebro, pois esses tecidos demandam muita energia e as principais aplicações da PET estão associadas a esses tecidos.

Dos radionuclídeos utilizados em PET e produzidos pela aceleração de prótons, a reação utilizada para a geração do flúor-18 é a que apresenta menor energia de feixe para ocorrer. Por isso, ciclotrons menores (menos potentes) permitem gerar o flúor-18 em locais próximos ao seu local de consumo. A utilização da aceleração de íons de hidrogênio-1 (prótons) é, na atualidade, economicamente mais viável que a aceleração de íons de deutério (deuterons) e, por esta razão, o feixe de prótons é o feixe utilizado para gerar o flúor-18.

9.6 Os aparelhos compostos

A figura 9.9 apresenta a vista lateral de um aparelho tomográfico composto, tipo TC-SPECT. Esse equipamento possui um aparelho de TC e um aparelho de SPECT fisicamente acoplados e permite a aquisição de

imagens de cortes anatômicos por TC e por SPECT de maneira independente. Assim, após as duas varreduras, com o uso de um algoritmo específico, é feita a fusão das imagens de TC com as imagens de SPECT. As imagens geradas por fusão conjugam as características funcionais e fisiológicas apresentadas pela imagem do SPECT com localização bem definida anatomicamente devido à imagem do corte gerada em TC da região de interesse. Essa imagem fundida permite uma relação anatômico-funcional direta de qualquer alteração encontrada na região de varredura.

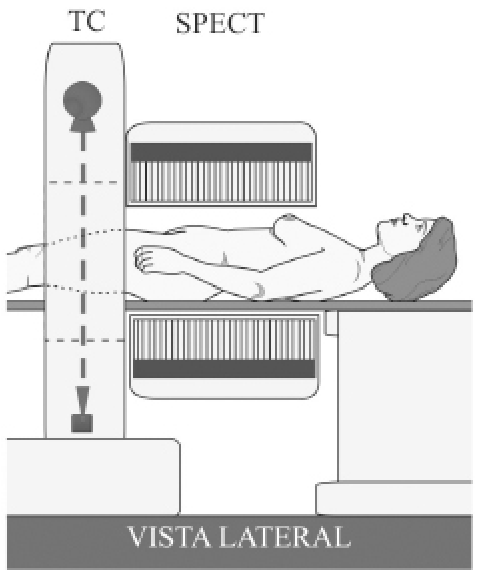


Figura 9.9 – Aparelho composto de tomografia tipo TC-SPECT em vista lateral

A figura 9.10 apresenta três imagens de um mesmo corte axial de pelve: a imagem de TC em (*a*), a imagem fundida em (*b*) e a imagem de SPECT em (*c*), na qual estão demarcadas as regiões direita (D), esquerda (E), anterior (A) e posterior (P) do paciente. Na imagem (*a*), obtida por TC, é possível observar as estruturas anatômicas dessa região, como os ossos ilíacos e sacro em branco, o tecido muscular e visceral em cinza-claro, e o tecido gorduroso em cinza-escuro. A imagem (*c*) apresenta a distribuição do material radioativo pelas estruturas e nela é possível observar algumas regiões com hipercaptação do material na região visceral, na região anterior direita e na região central e esquerda do paciente. A imagem (*b*) apresenta a fusão das imagens geradas

pela TC e pelo SPECT. Através desta imagem é possível localizar com precisão a região onde houve hipercaptação do material radioativo.

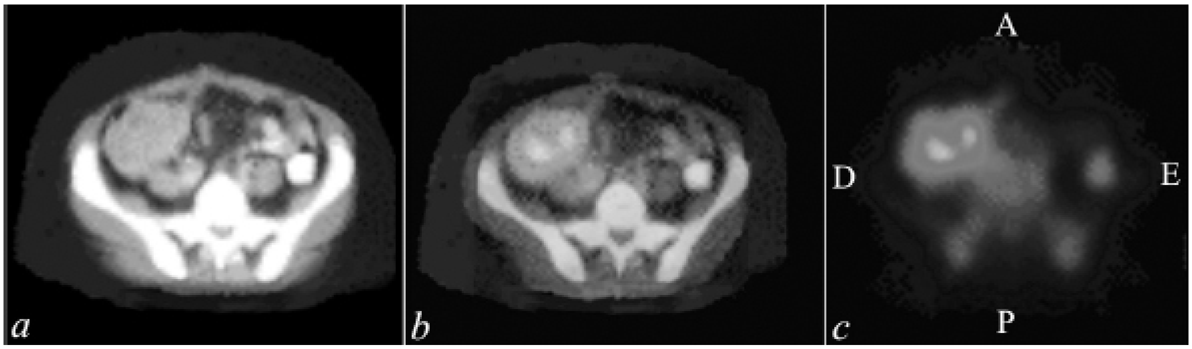


Figura 9.10 – Imagens de corte axial de pélvis: Imagem de TC (*a*), imagem de fusão TC-SPECT (*b*), imagem de SPECT (*c*)

A figura 9.11 apresenta a vista lateral de um aparelho tomográfico composto, do tipo TC-PET. Esse aparelho permite a aquisição de imagens de cortes anatômicos por TC e por PET. Através de um algoritmo específico é feita a fusão das duas imagens, que conjuga as características funcionais e metabólicas apresentadas pela imagem da PET com localização bem definida anatomicamente graças à imagem do corte gerada em TC.

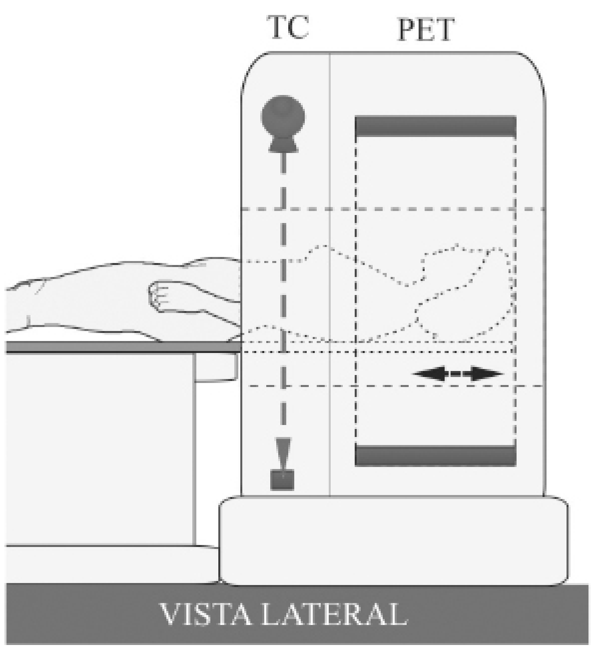


Figura 9.11 – Aparelho composto de tomografia, do tipo TC-PET, em vista lateral

A aquisição das imagens nos aparelhos compostos se realiza em duas etapas. Após o posicionamento do paciente na mesa é feita a varredura por TC da região de interesse e, posteriormente, a varredura pelo aparelho de PET ou SPECT. As imagens adquiridas podem ser visibilizadas independentemente ou fundidas. Esse tipo de tecnologia permite a visibilização de cortes axiais, coronais ou sagitais, uma vez que os dois aparelhos fazem uma aquisição volumétrica dos dados, permitindo a obtenção dos dados de todo o volume de varredura e posterior geração dos cortes desejados. A geração de imagens tridimensionais que agreguem as informações obtidas pelas duas aquisições pode ser feita utilizando-se um software específico.

A figura 9.12 apresenta um exemplo de imagens de corte obtidas por TC-PET. As três imagens são de um mesmo corte axial do tórax na altura do arco aórtico. Na imagem (*a*), gerada por TC, é possível identificar as escápulas, o esterno, uma vértebra torácica e algumas costelas em branco, tecido muscular em cinza-claro, tecido gorduroso em cinza-escuro, os pulmões esquerdo e direito, e a abertura da traqueia na região central em preto. Devido ao uso de meio de contraste, o arco aórtico aparece em branco na região central.

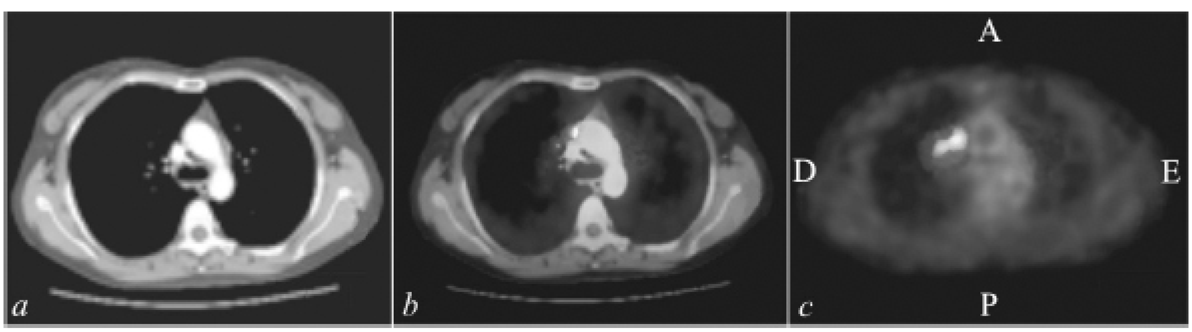


Figura 9.12 – Imagens de corte axial de tórax: imagem de TC (*a*), imagem de fusão TC-PET (*b*), imagem de PET (*c*)

A imagem (*c*), gerada por PET, foi utilizada molécula análoga de glicose marcada com flúor-18 ([^{18}F]FDG) para a observação de alterações metabólicas. Nesta imagem estão demarcadas as regiões direita (D), esquerda (E), anterior (A) e posterior (P) do paciente. Na distribuição da molécula marcada pelo organismo ocorreu uma maior captação na região central, no lado direito do paciente. Essa hipercaptação anormal de flúor-18 indica grande

atividade metabólica, que, nesse caso, reflete um processo tumoral no pulmão direito. A imagem (*b*) apresenta a fusão das imagens (*a*) e (*c*). Através dessa imagem é possível observar com clareza a localização anatômica da região onde houve hipercaptação da FDG marcada.

O ciclo de um exame em aparelhos de TC-PET é muito longo quando comparado com outros processos de geração de imagem. Após a administração da [^{18}F]FDG, os pacientes devem repousar por um período de tempo que varia de 30 a 90 minutos, dependendo do tipo de exame a ser realizado. Após o período de repouso, o paciente deve ser levado para urinar de maneira a esvaziar a bexiga, que então contém muito material radioativo. Nesse processo, o paciente elimina cerca de 15% de toda a atividade da amostra nele injetada. Só então o paciente é posicionado na mesa de exames e permanece na sala de aquisição de imagens por um período de tempo que varia de 30 a 60 minutos.

O período de tempo muito prolongado, necessário para a aquisição das imagens diagnósticas, além do custo das tecnologias empregadas, acaba por tornar o exame em aparelhos compostos muito onerosos, principalmente nos aparelhos de TC-PET, que utilizam radionuclídeos com períodos de meia-vida muito curtos.

As instalações desses aparelhos compostos de tomografia segue os padrões de instalação dos serviços de Medicina Nuclear para aparelhos de SPECT e PET. Isso ocorre porque, se o sistema de proteção radiológica é suficiente para esses aparelhos, ele também supre as necessidades de blindagem para o aparelho de TC, o qual requer um nível mais baixo de proteção radiológica.

9.7 Segurança

A segurança em Medicina Nuclear envolve vários aspectos, desde as instalações até os protocolos de procedimentos para a execução dos exames. Os hábitos de trabalho são muito importantes. Assim, recomenda-se jamais pipetar com a boca; não estocar nem trabalhar com substâncias voláteis – somente dentro de capelas com exaustão; usar luvas descartáveis e aventais;

utilizar plástico e papel absorvente para forração; se tiver cabelo comprido, mantê-lo preso; e não usar sandálias, tamancos, saias nem bermudas.

Existem dependências mínimas a serem construídas para o funcionamento de um serviço de Medicina Nuclear: sala de espera de pacientes que já receberam a dose de radiofármaco, sanitário exclusivo para esses pacientes, laboratório de manipulação e armazenagem de fontes em uso (sala quente), local para armazenagem de rejeitos radioativos (pode ser dentro da sala quente), sala para a administração de radiofármacos, sala de exames e quarto terapêutico quando há prestação de serviço de terapia em Medicina Nuclear.

Durante o desenvolvimento do trabalho em Medicina Nuclear, uma série de resíduos contaminados é produzida, tais como: seringas, agulhas, frascos originais dos radioisótopos, papéis absorventes, plásticos, escalpes, luvas e outros materiais que entraram em contato com o material radioativo. Todos esses rejeitos radioativos devem receber um tratamento adequado, que consiste em armazenagem adequada durante o período de decaimento necessário para que a atividade do material caia a níveis aceitáveis para serem descartados como resíduo hospitalar.

Finalmente, é importante destacar que, como qualquer procedimento realizado em seres humanos, os exames de Medicina Nuclear não são inócuos e podem causar reações adversas, como calafrios, náuseas, vertigem, cefaleia, hipertermia, gosto metálico na boca, dificuldade respiratória, parada cardíaca etc. No entanto, a ocorrência de efeitos adversos em Medicina Nuclear é rara e, quando ocorrem, é devido ao fármaco utilizado, e não ao radionuclídeo.

9.8 Aplicações

As aplicações da Medicina Nuclear estão em franco crescimento em virtude das pesquisas de novos radioisótopos, novos radiofármacos e evolução da tecnologia para aquisição e geração de imagens. Como os radiofármacos são traçadores que se concentram em determinados órgãos ou tecidos, novas moléculas marcadas possibilitam novos diagnósticos. A maioria das aplicações de diagnóstico em Medicina Nuclear está em oncologia, na detecção e

avaliação de tumores, seguida pelas aplicações cardíacas e cerebrais. Atualmente, a utilização das imagens diagnósticas geradas por SPECT é muito comum nos serviços de Medicina Nuclear.

Diferentes tipos de traçadores são utilizados para avaliar o funcionamento de órgãos e sistemas. A análise das funções fisiológicas alteradas ou não de órgãos e tecidos fornece grande auxílio para o diagnóstico. O tecnécio-99-metaestável é o radioisótopo mais utilizado e a marcação de diferentes moléculas com o ^{99m}Tc permite estudar o cérebro, o coração, os rins, o fígado, o sistema esquelético etc.

Os estudos cerebrais são realizados através da perfusão cerebral e permitem avaliar o seu funcionamento e várias alterações que podem ser diagnosticadas pelas imagens de Medicina Nuclear, tais como: acidentes vasculares cerebrais, mal de Parkinson, doença de Alzheimer etc. A figura 9.13 apresenta três imagens de cortes axiais de uma perfusão cerebral retiradas de uma sequência de varredura de todo o órgão, nas quais se encontram marcadas as regiões direita (D), esquerda (E), anterior (A) e posterior (P) do paciente. Estas imagens de corte foram geradas em aparelho de PET e o radiofármaco utilizado foi a molécula FDG marcada com o flúor-18.

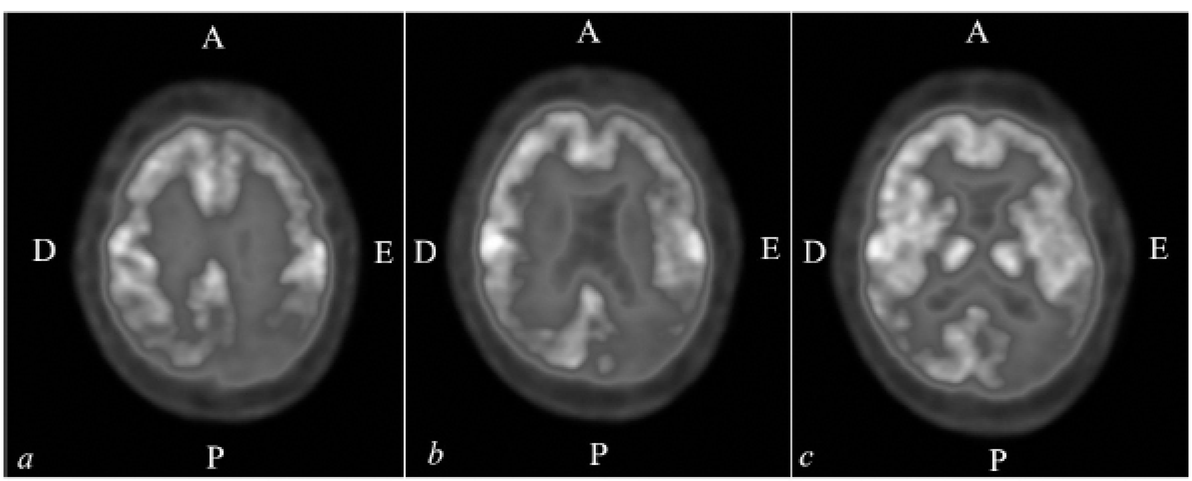


Figura 9.13 – Imagens de perfusão cerebral geradas em aparelho de PET

As cintilografias do coração podem ser geradas através do aparelho de SPECT. As imagens são obtidas com o paciente em estado de repouso e após

a vasodilatação (devida a exercício físico ou ao uso de vasodilatadores). A vasodilatação permite a demonstração da perfusão do traçador por todo o músculo cardíaco. O tálio-201 é muito utilizado como traçador para esse tipo de aquisição. A figura 9.9 apresenta exemplos de imagens desse tipo de captação. A comparação das imagens de repouso e após a vasodilatação possibilita o diagnóstico de infarto do miocárdio resultante de fluxo sanguíneo diminuído, causando necrose no músculo cardíaco.

As cintilografias pulmonares são geradas por dois processos, denominados "ventilação" e "perfusão". As imagens de ventilação buscam observar o funcionamento das vias aéreas pulmonares. Para realização dessas imagens, o paciente inala gás xenônio, contendo ^{133}Xe por nebulização ou radioaerosóis contendo ^{99m}Tc. Após o período de inalação do traçador são geradas as imagens cintilográficas de ventilação.

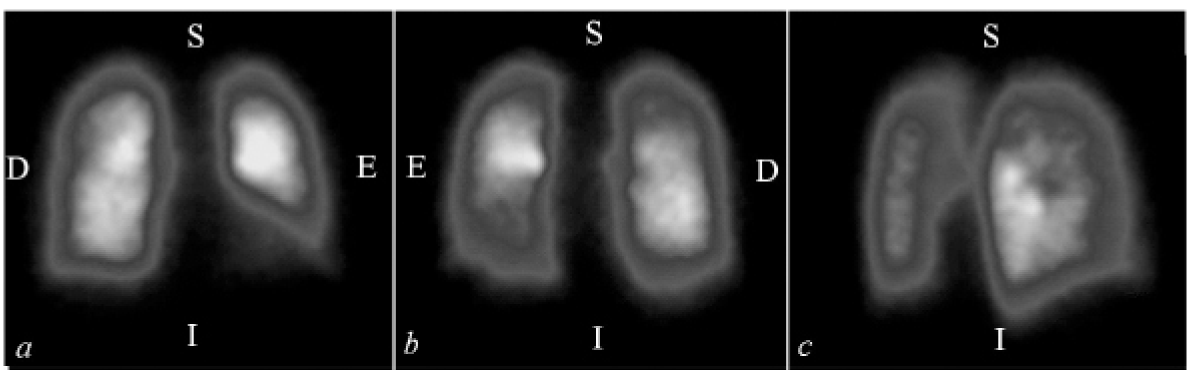


Figura 9.14 – Cintilografias pulmonares para observação da perfusão pulmonar: captura anterior (*a*), captura posterior (*b*), captura lateral obliqua posterior direita (*c*)

A figura 9.14 apresenta três cintilografias para a observação do funcionamento das vias circulatórias pulmonares, nas quais estão marcadas as regiões direita (D), esquerda (E), inferior (I) e superior (S) do paciente. Na imagem (*a*), a captura da imagem foi feita com a câmara planar posicionada anteriormente ao paciente e, por isso, essa imagem privilegia o registro das estruturas pulmonares anteriores. Pode-se observar que a região medial-inferior do pulmão esquerdo é pouco registrada em virtude da absorção do sinal de radiação pelas estruturas do mediastino. A imagem (*b*) foi obtida com a câmara posicionada posteriormente ao paciente, e a imagem (*c*) com o

posicionamento lateral oblíquo direito, que privilegia a observação das estruturas do pulmão direito.

As imagens pulmonares de perfusão servem para observar o funcionamento das vias circulatórias pulmonares. As imagens perfusionais são frequentemente adquiridas após as imagens de ventilação. Para realização dessas imagens, o radiofármaco na forma de albumina marcada é injetado no paciente. Esse tipo de imagem permite diagnosticar possíveis êmbolos pulmonares.

A figura 9.15 apresenta três cintilografias para a observação do funcionamento da ventilação pulmonar, nas quais estão marcadas as regiões direita (D), esquerda (E), inferior (I) e superior (S) do paciente. Na imagem (*a*), a captura da imagem foi feita com a câmara planar posicionada anteriormente ao paciente e, por isso, essa imagem privilegia o registro das estruturas pulmonares anteriores. A imagem (*b*) foi obtida com a câmara posicionada posteriormente ao paciente e a imagem (*c*), com o posicionamento lateral oblíquo posterior direito, que privilegia a observação das estruturas do pulmão direito.

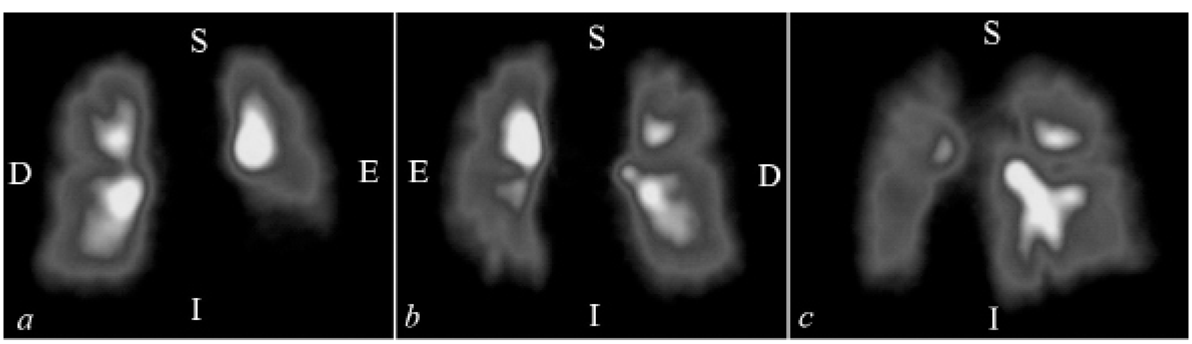


Figura 9.15 – Cintilografias pulmonares para observação da ventilação pulmonar: captura anterior (*a*), captura posterior (*b*), captura lateral oblíqua posterior direita (*c*)

As imagens geniturinárias permitem analisar o funcionamento dos rins e são muito importantes para avaliação das condições de transplante renal. A observação das funções renais utilizando o tecnécio-99-metaestável ajuda a avaliar a função e o fluxo renal, possibilitando diagnosticar patologias

caracterizadas por diminuição da filtração, reabsorção ou secreção renal, bem como obstruções das vias urinárias.

A figura 9.16 apresenta três cintilografias para a observação do funcionamento dos rins. Nessas imagens estão marcadas as regiões direita (D), esquerda (E), inferior (I) e superior (S) do paciente. Na imagem (*a*), a captura da imagem foi feita com a câmara planar posicionada anteriormente ao paciente e a imagem (*b*) foi obtida com a câmara posicionada posteriormente. Comparando essas duas imagens pode-se observar que a imagem (*b*) apresenta um sinal mais intenso devido ao posicionamento dos rins na região mais posterior do abdome. A imagem (*c*) foi capturada com o posicionamento lateral oblíquo esquerdo, que privilegia a observação do rim esquerdo.

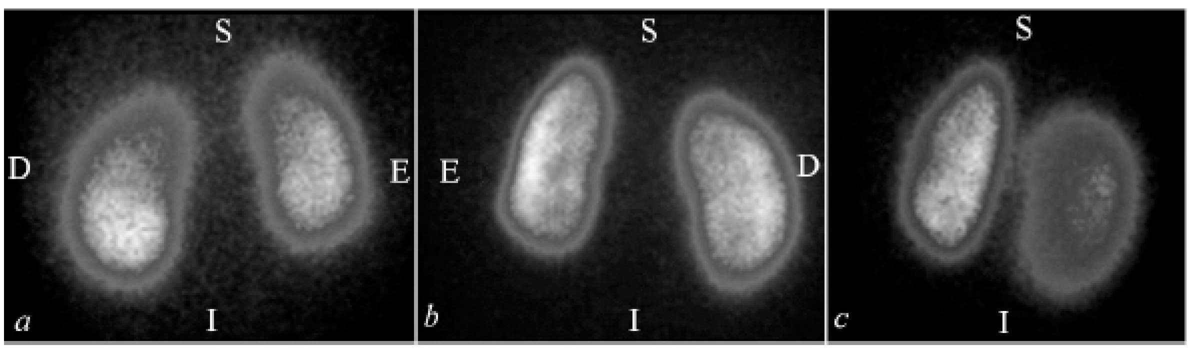


Figura 9.16 – Cintilografias renais: captura anterior (*a*), captura posterior (*b*), captura lateral oblíqua posterior esquerda (*c*)

Os estudos gastrintestinais utilizam uma gama muito variada de radiofármacos administrados tanto por via oral quanto intravenosa. As imagens gastrintestinais permitem a observação de esvaziamento gástrico, varreduras hepatobiliares, esvaziamento da vesícula biliar, refluxo esofágico, fígado, baço, entre outros.

A glândula tireoide é frequentemente diagnosticada através de estudos realizados em Medicina Nuclear. O iodeto de sódio marcado com o iodo-131 é administrado na forma oral e medidas de captação são realizadas em um período de 6 a 24 horas após a administração do radiofármaco. A hipercaptação do traçador pode indicar hipertireoidismo; do mesmo modo, a pouca captação do traçador indica uma menor atividade da tireoide.

A figura 9.17 apresenta uma cintilografia para observação do funcionamento da tireoide realizada com uso de radiofármaco marcado com ^{99m}Tc. Nessa imagem estão indicadas as regiões direita (D), esquerda (E), inferior (I) e superior (S) do paciente.

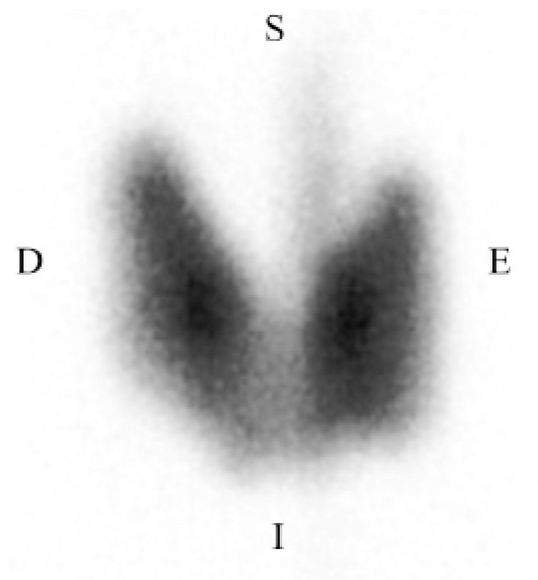


Figura 9.17 – Cintilografia da tireoide

A cintilografia óssea permite a observação do sistema esquelético através da injeção de um radiofármaco marcado com ^{99m}Tc. A concentração do radiofármaco no sistema esquelético permite observar alterações no sistema musculoesquelético. As imagens são utilizadas para a observação de metástases ósseas, fraturas por estresse ou lesões.

A necessidade de um diagnóstico precoce do câncer, para que se tenha um melhor prognóstico no seu tratamento, faz com que a Medicina Nuclear seja uma ferramenta extremamente importante não só no diagnóstico do tumor primário, mas também na pesquisa de metástases e monitoração da resposta clínica ao tratamento. A radioterapia em Medicina Nuclear utiliza radiofármacos para o tratamento de alguns órgãos e patologias associadas. O iodo-131, por exemplo, é utilizado para o tratamento da tireoide. Administrado na forma de iodeto de sódio marcado [^{131}I]INa, ele é utilizado no tratamento do hipertireoidismo e do câncer de tireoide.

O tratamento paliativo com o objetivo de reduzir a dor devido ao câncer ósseo primário ou a metástases ósseas pode ser realizado utilizando diversos radiofármacos que têm afinidade com o sistema esquelético. Estes radiofármacos podem ser marcados com fósforo-32, samário-153, ou estrôncio-89.

As vias utilizadas para administração do radiofármaco podem ser oral, intravenosa, intra-articular e intracavitária, dependendo do radiofármaco utilizado e do objetivo do tratamento.

Exercícios propostos

9.1 Qual a principal diferença entre a Medicina Nuclear e os demais métodos de geração de imagens diagnósticas?

9.2 Cite as principais aplicações dos exames em Medicina Nuclear.

9.3 Quais os aparelhos utilizados para a geração de imagens em Medicina Nuclear?

9.4 Para que sevem as células fotomultiplicadoras?

9.5 Diferencie a câmara planar dos aparelhos de PET e de SPECT.

9.6 Descreva o fenômeno de aniquilação elétron-pósitron.

9.7 Quais os tipos de imagens diagnósticas que podem ser produzidas através dos aparelhos de PET e SPECT?

9.8 Quais as principais diferenças entre os aparelhos de PET e de SPECT?

9.9 Em que são diferentes as imagens geradas em câmaras planares daquelas geradas em PET e SPECT?

9.10 Qual o radioisótopo mais utilizado para a marcação de moléculas utilizadas em exames por SPECT?

9.11 Como é produzido o tecnécio-99-metaestável no serviço de Medicina Nuclear?

9.12 O que é o processo de eluição do gerador de molibdênio/tecnécio?

9.13 Quais as vantagens trazidas pelo desenvolvimento dos aparelhos compostos de tomografia?

9.14 Quais as vantagens do diagnóstico por PET em relação ao diagnóstico por SPECT?

9.15 Qual o radionuclídeo mais utilizado na marcação de moléculas utilizadas nos aparelhos de PET?

9.16 Quais os principais fatores que oneram o exame em TC-PET?

9.17 Por que os radionuclídeos utilizados em PET devem ser produzidos proximamente ao local de consumo?
9.18 Por que o rubídio-82 é atualmente menos utilizado nos exames de PET?
9.19 Quais as vantagens que o flúor-18 apresenta em relação aos demais radionuclídeos utilizados em TC-PET?
9.20 Por que a molécula de FDG marcada é atualmente a mais utilizada nos exames realizados nos aparelhos compostos TC-PET?
9.21 Quais são as instalações mínimas para um laboratório de Medicina Nuclear?
9.22 Quais são os hábitos de trabalho que aumentam a segurança do trabalhador em Medicina Nuclear?
9.23 Qual é o tratamento aplicado aos resíduos gerados nos exames de Medicina Nuclear?
9.24 Cite as possíveis reações adversas aos exames de Medicina Nuclear.
9.25 Como ocorrem os processos terapêuticos em Medicina Nuclear?

REFERÊNCIAS

AAPM Task Group 108: *PET and PET/CT Shielding requirements*. Med. Phys. v.33, n.1, 2006, p. 4-15,

ANSTON. *National medical cyclotron*. Australian government; oct.2004. 6p.

BERKELEY. *Exploring the table of isotopes*. Disponível em: <www. isotopes.lbl.gov/education/isotopes.htm>. Acesso em: 17 out. 2006.

BONTRAGER, Kenneth L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de janeiro: Guanabara Koogan, 2003, 814p.

BUDINGER, Thomas E., Van BROCKLIN, Herny F. *Positron-emission tomography (PET). Chapter 67*. In: *Biomedical Engineering Handbook*. Boca Raton: CRC press. 2000.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil textbook of medicine*. 22ed. New York: Saunders, 2003. 2784p.

CERMEP. *Le cyclotron*. Disponível em: <www.cermep.fr/activite/cyclo.htm>. Acesso em: 17 out. 2006.

CLARK J. C., CROUZEl C., MEYER G. J., STRIJCKMANS K. *Current methodology for oxygen-15 production for clinical use*. Appl Radiation Isotopes, 1987, v.38, p.597-600.

CROFT, Barbara Y. TSUI, Benjamin M. W. *Nuclear Medicine*. *Chapter 64*. *In:* Biomedical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC press. 2000.

DOLLE, Frédéric. *Prodution de fluor-18*. Disponível em: <www-dsv.cea.fr/content/cea/d_dep/d_drm/d_shfj/d_uiibp/d_radiopharma>. Acesso em: 10 out. 2006.

ESIN S.K. et al. *Isotope production for medical and technical use at moscow meson factory linac*. Institute for Nuclear Research, Moscow, 117312, Russia. 1995, p.213-215.

FISHER, Charlie. *Les radioelements et leurs utilisations*. Paris: CEA, 1980. 531p.

HUMPHRIES, Stanley. *Principles of charged particle acceleration*. New York: John Wiley and Sons. 1999. 561p.

INTERNATIONAL COMISSION ON RADIATION PROTECTION. *Release of patients after therapy with unsealed radionuclides*. ICRP task group 42. 29/04/2003. 62p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION - ICRP. *Diagnostic reference levels in medical imaging*: Review and additional advice. ICRP Publication, Oxford:Pergamon Press, UK. 2002. 14p.

KANAZAWA UNIVERSITY. *The 45th nuclear medicine imaging conference*: case TA05. Biotracer Medicine, Kanazawa University Graduate School of Medical Sciences; August 3, 2005. Disponível em: <www.kanazawa-u.ac.jp/~med23/NMC/PrepCase9912.html>.

KHAN, Toseef; PARKER, J. Anthony. *When normal may not be normal? incidental colonic FDG activity*. 14 jul. 2003. Disponível em: <www.med.harvard.edu/JPNM/TF03_04/July14/WriteUp.html>. Acesso em: 06 out. 2006.

MARTIN, Brian R. *Nuclear and particle physics: an introduction*. Chichester: Wiley. 2006. 411p.

MOURÃO, Arnaldo Prata. *Pesquisa e desenvolvimento de um dispositivo para braquiterapia ocular*. Tese (doutorado em Ciências e Técnicas Nucleares). Escola de Engenharia. Universidade Federal de Minas Geais, Belo Horizonte, 2008. 251p.

NATIONAL NUCLEAR DATA CENTER. *2003 Atomic nass evaluation*. Disponível em: <www.nndc.bnl.gov/masses/mass.mas03>. Acesso em: 06 out. 2006.

NATIONAL NUCLEAR DATA CENTER. *Q-value calculator (QCalc)* Disponível em: <www.nndc.bnl.gov/qcalc >. Acesso em: 10 out. 2006.

PERRIS, A.G. ; LANE, R.O. ; TONG, J.Y. ; MATTHEWS, J.D. *Production of carbon-11 for medical uses by a tandem Van de Graaff accelerator by the reaction* $^{11}B(p,n)^{11}C$. International journal appl. radiation isotopes, v. 25, n.1, jan.1974, p.19-23.

ROBINSON G.D., HAMM JR. R.W. *Fluorine-18 production via the 18O (p,n)18F reaction using the AccSys PL-7 RF proton linac*. AccSys Technology, Inc. January 17, 1997. 10p.

ROYAL SOCIETY OF CHEMISTRY. *Radioisotopes in medicine*: a history of nuclear medicine. London: Radiochemical Methods Group. N.5; Reg. 207890. 4p.

SAHA, Gopal B. *Fundamentals of nuclear pharmacy*. 5.ed. Springer Verlag, 2003. 383p.

SCHLEIER-SMITH M.H. et al. *The production of nitrogen-13 by neutron capture in boron compounds*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B; 2003. p.2-5.

SIEMENS medical. *PET and cyclotrons*. Jornada Mineira para Profissionais da Radiologia. Belo Horizonte; jul.2003.

TURKU UNIVERSITY. *Oxygen-15 chemistry*. Finland: Turku University Central Hospital, 24.4.2006. 40p.

UNIVERSITE DE LA REUNION. *Qu'est-ce qu'un médicament radiopharmaceutique?* Disponível em: <www.cyclotron.univ-reunion.fr/rubrique.php3?id_rubrique=13>. Acesso em: 17 out. 2006.

YANO, Y; BUDINGER, T. F. et al. *Evaluation and application of alumina-based Rb-82 generators charged with high levels of Sr-82/85*. Journal of Nuclear Medicine, v.20, 1979. p.961-966.

Capítulo 10

Radioterapia

A radioterapia é uma modalidade eficaz de tratamento do câncer que utiliza como meio físico a radiação ionizante. O princípio de sua utilização é baseado no fato de que a maior reprodução das células tumorais, em relação às células normais dos tecidos, frequentemente as torna mais sensíveis à radiação. A radioterapia está perfeitamente integrada às diversas estratégias terapêuticas atualmente utilizadas. Cerca de 70% dos pacientes de câncer atendidos para tratamento são encaminhados para radioterapia como parte do seu processo terapêutico. Em muitos casos, pode ser indicado somente o tratamento local, ou pode estar associado a um processo cirúrgico complementar e/ou à quimioterapia. Alguns tipos de câncer podem ser tratados pela radioterapia isolada, casos nos quais ela pode ser a primeira opção de tratamento.

Existem casos em que o tumor apresenta uma extensão muito grande ou que compromete estruturas vitais, dificultando – ou mesmo – impedindo a realização de uma cirurgia. Nessas situações, a radioterapia pode ser realizada

previamente, causando uma redução no tamanho do tumor e possibilitando uma intervenção cirúrgica posteriormente. Em outras ocasiões, a radioterapia sucede o tratamento cirúrgico, com objetivo de erradicar células tumorais remanescentes do ato cirúrgico e que causariam uma rápida recidiva tumoral.

Finalmente, a radioterapia pode ainda ser utilizada em casos clínicos nos quais não seja possível a cura do câncer. Nesses casos, a radioterapia permite uma melhora da qualidade de vida do paciente. Um exemplo típico é o seu emprego para o alívio da dor em pacientes com metástases ósseas disseminadas.

A utilização da radioterapia para o tratamento de tumores é possível devido à combinação da maior taxa de crescimento das células tumorais com duas outras características importantes dos efeitos das radiações ionizantes. Em primeiro lugar, esses efeitos são cumulativos, ou seja, à medida que um tecido é irradiado em diferentes ocasiões, os efeitos dessas exposições se somam. O segundo fator importante diz respeito ao fato de que o fracionamento de uma determinada dose de radiação diminui os seus efeitos. Dessa forma, quando se calcula a dose de radiação que é necessária para o tratamento de determinado tumor, o fracionamento dessa dose permite que se atinja tal objetivo com a ocorrência de menos danos aos tecidos sadios.

O desenvolvimento das técnicas de diagnóstico por imagem e da informática incorporada a essas técnicas tem contribuído de forma determinante para a definição dos novos caminhos a serem percorridos pela radioterapia. Nos últimos anos, o avanço da radioterapia conformacional tridimensional tem permitido um tratamento de grande eficácia com uma maior preservação dos tecidos sadios e consequente diminuição dos efeitos colaterais comuns a esse tipo de tratamento.

As imagens volumétricas permitem a definição espacial dos limites do alvo e, a partir da definição dos limites do volume a ser irradiado, é possível utilizar a radioterapia com modulação da intensidade do feixe (IMRT). O desenvolvimento de uma proposta de tratamento na qual o formato do tumor é esculpido e o feixe de irradiação é modulado possibilita uma melhor determinação volumétrica do campo de irradiação.

Paralelamente à irradiação externa, a braquiterapia, que permite uma radioterapia localizada através do uso de fontes de pequenas dimensões, também evoluiu. Sua maior vantagem está nas altas doses aplicadas aos tecidos tumorais e doses relativamente menores nos tecidos sãos circunvizinhos ao tumor.

As novas aplicações incluem, além da braquiterapia superficial, a braquiterapia intersticial e a braquiterapia endocavitária. A braquiterapia intersticial consiste em implantar fontes radioativas seladas no interior dos tecidos como: pele, lábios, língua, próstata etc. A braquiterapia endocavitária consiste na colocação de fontes radioativas em cavidades naturais como: boca, esôfago, faringe, vagina, útero etc.

A utilização de novos radionuclídeos para aplicações em braquiterapia tem contribuído muito para as novas aplicações desse processo de radioterapia. As novas fontes permitem aplicações com altas taxas de dose, o que diminui consideravelmente o tempo de aplicação e melhora o prognóstico do processo terapêutico.

O alto nível de desenvolvimento atingido pelos processos de radioterapia durante mais de um século de pesquisas e aplicações se deve ao trabalho em equipe de profissionais de diversas áreas, tais como: médicos, físicos médicos, engenheiros biomédicos, biólogos, profissionais das técnicas radiológicas, dentre outros. A tabela 10.1 apresenta radionuclídeos comumente utilizados em radioterapia.

Tabela 10.1 – Radionuclídeos utilizados em radioterapia

Elemento	Radionuclídeo	Meia-vida
Cobalto	^{60}Co	5,271a
Césio	^{137}Cs	30,070a
Estrôncio	^{90}Sr	28,790a
Irídio	^{192}Ir	73,831d
Iodo	^{125}I	59,408d
Rutênio	^{106}Ru	373,590d
Ouro	^{198}Au	2,695d

Existem duas modalidades de tratamento de radioterapia: a teleterapia e a braquiterapia. Representam doses típicas de radioterapia:

- 1 $Gy.min^{-1}$ para radioterapia padrão e braquiterapia de alta taxa de dose (*High Dose Rate - HDR*);
- 0,1 $Gy.min^{-1}$ de irradiação de corpo inteiro (*Total Body Irradiation - TBI*); e
- 0,01 $Gy.min^{-1}$ na braquiterapia de baixa taxa de dose (*Low Dose Rate - LDR*).

10.1 Histórico

No ano de 1895, logo após a descoberta dos raios X por Wilhem Roentgen, foi registrada a primeira tentativa de utilização dos raios X para tratamento de câncer de pulmão em Chicago, nos EUA, por Emil Grubbé e em 1896 para o tratamento de câncer de estômago, por Victor Despeignes, em Lion, na França.

Após a descoberta da radioatividade natural por Antoine Becquerel, em 1896, a primeira aplicação registrada em radioterapia foi feita nesse mesmo ano por Léopold Freund, em Viena, na Áustria, para irradiar um tumor de pele em uma criança de 4 anos.

A descoberta do rádio por Pierre e Marie Curie em 1898 permitiu que em 1901 houvesse a primeira utilização do rádio para tratamento de um câncer de pele pelo Dr. Henri A. Danlos, em Paris. No ano de 1903, Nicholas Senn e William A. Pusey descreveram os efeitos da radioterapia nos linfonodos. Em 1904, foi escrito o primeiro tratado sobre radioterapia por Joseph Belot, em Paris, na França.

A criação do primeiro Instituto do Câncer com serviço da braquiterapia ocorreu em 1921, em Villejuif, na França. A descoberta, em 1934, dos radionuclídeos artificiais pelo casal Joliot-Curie permitiu o aparecimento de novas tecnologias para o desenvolvimento da radioterapia.

Na década de 1950, com a produção de fontes de cobalto-60 e césio-137, surgiram os primeiros aparelhos capazes de tratar tumores não superficiais. As 'bombas de cobalto' permitiam que a dose máxima ocorresse 5mm abaixo da

superfície da pele. Esses aparelhos permitiam uma melhor conservação dos tecidos sadios através de uma melhora na delimitação do campo irradiado.

Os aceleradores lineares de partículas surgiram na década de 1950 para geração de feixe de fótons de alta energia e feixe de elétrons, e suas aplicações em radioterapia ocorreram no fim da década de 1960, trazendo uma nova etapa para a radioterapia com os aceleradores de partículas carregadas (elétrons, prótons etc.). Os aceleradores lineares permitem a geração de feixes de fótons mais penetrantes que aqueles gerados pelas 'bombas de cobalto'.

Atualmente, a radioterapia está associada à cirurgia e à quimioterapia, e permite a obtenção de resultados cada vez melhores. O desenvolvimento dos aparelhos de diagnóstico por imagens possibilita definir melhor o volume do tumor a ser irradiado e o planejamento do processo de irradiação, diminuindo consideravelmente os efeitos colaterais desse tratamento.

A braquiterapia teve um acentuado desenvolvimento na década de 1990, e a utilização de fontes radioativas de iodo-125, irídio-192, ouro-198, rutênio/ródio-106 e paládio-103, dentre outras, trouxe grande flexibilidade a esse tipo de aplicação da radioterapia para o tratamento de tumores.

10.2 A teleterapia

A teleterapia é um processo de irradiação em que a fonte emissora de radiação ionizante se encontra distante da região objeto de tratamento. A teleterapia utiliza aparelhos grandes que permitem o posicionamento do paciente e utiliza uma série de acessórios para restringir o feixe à região alvo, minimizando a irradiação de outros tecidos. A teleterapia é realizada através das bombas de cobalto e aceleradores de partículas, podendo ser realizada com feixe de fótons, elétrons ou prótons.

A teleterapia com fótons

A teleterapia com fótons é a mais comumente utilizada para tratamento de tumores. O feixe de fótons é obtido com equipamentos que contêm uma fonte

de material radioativo emissora de fótons gama, ou através de aceleradores de partículas carregadas através dos quais se obtêm os fótons X de alta energia.

Os equipamentos de teleterapia com fontes radioativas como o cobalto-60, também conhecidos como “bombas de cobalto”, possuem uma cápsula contendo o material radioativo no interior de um invólucro blindado, que restringe a radiação ao seu interior durante todo o tempo. A teleterapia com cobalto-60 é também denominada “cobaltoterapia”.

A blindagem que encerra a fonte possui uma pequena abertura através da qual o feixe de fótons sai para o meio externo quando a fonte é deslocada no interior do invólucro para a região de alinhamento com essa abertura. Após o alinhamento da fonte com o canal de abertura, o feixe que se propaga para o meio externo pode ser direcionado para a região que se deseja irradiar. A figura 10.1 apresenta um cabeçote contendo uma fonte de cobalto-60 com o dispositivo de deslocamento da fonte. Associado ao invólucro da fonte encapsulada de cobalto está o diafragma, que permite restringir o feixe de saída, e o sistema colimador, que possibilita a variação da área de incidência do feixe.

O cobalto-60 decai em níquel-60 pela emissão de partícula beta, com emissão de dois fótons gama complementares, com energias de 1.173,23keV e 1.332,5keV, para cada decaimento beta. Esses fótons gama emitidos pela fonte de cobalto-60 são utilizados para a teleterapia com fótons.

O aparelho de teleterapia de cobalto-60 possibilita direcionar o feixe em ângulos diferentes para que se possa irradiar o tecido tumoral por várias trajetórias distintas de incidência do feixe de radiação de acordo com o planejamento terapêutico.

A figura 10.1 apresenta na imagem (*a*) uma fonte encapsulada de cobalto-60 no interior do cabeçote que possui um comando camada de material de alta absorção para a blindagem da radiação e o encapsulamento da blindagem. No momento da irradiação, a fonte é deslocada no interior da blindagem e alinhada com a janela de saída do feixe. Devido ao material de alta densidade utilizado na blindagem da fonte, o cabeçote possui um peso elevado: cerca de 1.500kg.

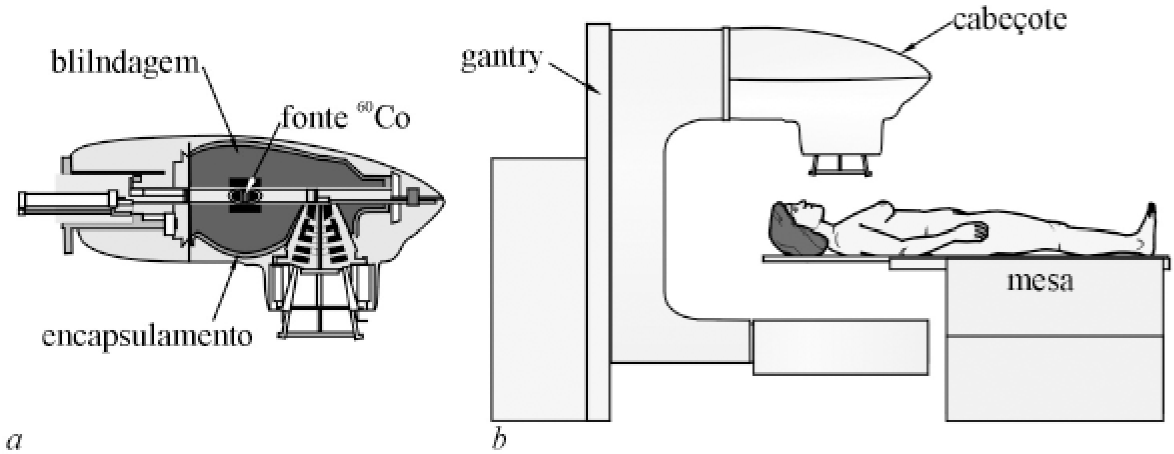


Figura 10.1 – Radioterapia com fonte de cobalto-60: cabeçote de alocação da fonte (*a*), aparelho de teleterapia (*b*)

Na imagem (*b*) é possível observar o paciente posicionado na mesa com o cabeçote preso ao *gantry*. Nessa posição, a incidência do feixe é no sentido anteroposterior do paciente. A movimentação do *gantry* permite rotacionar o cabeçote e, dessa forma, direcionar o ângulo de incidência do feixe de radiação. A mesa de posicionamento do paciente permite deslocá-lo vertical e longitudinalmente, além de rotacionar o tampo e a base. Assim é possível alinhar o centro da região a ser irradiada com o isocentro do aparelho. O isocentro do aparelho é o ponto em relação ao qual o cabeçote rotaciona. Em qualquer ângulo de rotação do *gantry*, o raio central do feixe passa pelo ponto de isocentro.

Os aceleradores de partículas utilizam campos elétricos para acelerar partículas carregadas. Existem vários modelos de aceleradores de partículas que podem ser classificados em duas categorias: lineares e circulares. Os aceleradores lineares, ou LINACs, são os mais comumente utilizados para geração de feixe de fótons e de elétrons para aplicações em radioterapia. Esses aceleradores geram fótons de maneira semelhante à dos aparelhos de raios X. O feixe de elétrons é acelerado e, ao atingir um alvo, gera um feixe de raios X. No caso dos aceleradores lineares, o feixe de elétrons é mais acelerado, de maneira que, ao atingirem o alvo, os elétrons possuem uma energia cinética elevada, gerando fótons X com energia elevada, na faixa dos fótons gama.

Assim, diferentemente dos aparelhos diagnósticos de raios X que utilizam uma diferença de potencial de quilovolts (kV) para aceleração dos elétrons, os aceleradores lineares utilizam uma diferença de potencial de megavolts (MV) para acelerarem ainda mais o feixe de elétrons.

Uma fonte radioativa gera fótons com valores de energia típicos, mas os fótons gerados em um acelerador de partículas têm valores de energia muito variados, pois os aceleradores geram um feixe de fótons polienergético. Assim, um acelerador linear de 4MV gera fótons de até 4MeV de energia, sendo necessária a filtração desse feixe para reduzir a proporção de fótons de baixa energia na composição do feixe. Devido a essa característica polienergética do feixe de fótons gerado em aceleradores lineares, o feixe que é produzido em um acelerador linear é sempre referenciado pelo valor da alta-tensão em MV do acelerador utilizado na teleterapia. O alcance de um feixe de fótons gerado em um acelerador de 4MV é ligeiramente maior que o do feixe gerado em uma fonte de cobalto-60. Assim, aceleradores de 8MV, ou 10MV apresentam feixes de fótons mais penetrantes que aqueles gerados pelas 'bombas' de cobalto-60.

Diferentemente das fontes radioativas que diminuem sua atividade ao longo do tempo, e consequentemente diminuem a intensidade dos feixes de fótons que emitem, os aceleradores lineares mantêm constante a intensidade do feixe ao longo do tempo por gerarem o feixe de fótons a partir da eletricidade, e não necessitam de substituição periódica da fonte de fótons como a fonte de cobalto-60, que se exaure com o tempo.

A teleterapia com fótons pode ser dividida em três tipos:

- a teleterapia superficial feita em aparelhos de raios X com valores de alta-tensão entre 30 e 80kV;
- a teleterapia de ortovoltagem feita em aparelhos de raios X com valores de alta-tensão entre 100 e 300kV;
- a teleterapia de megavoltagem realizada com fontes de cobalto-60 e aceleradores lineares.

Quanto ao campo a ser irradiado, ele pode variar de um pequeno campo circular em radiocirurgias cerebrais, campos quadrados, retangulares ou irregulares, até campos grandes utilizados na irradiação de corpo inteiro.

Planejamento da radioterapia

Na realização do procedimento de teleterapia, a primeira fase consiste na avaliação e planejamento da dose. Nessa fase são determinadas as características biológicas do tumor a ser tratado, de forma a se determinar qual é a dose necessária de radiação para erradicar o tumor. Para o planejamento da irradiação do tecido tumoral busca-se determinar uma distribuição uniforme da dose no volume alvo de tratamento e uma minimização da dose nos tecidos circunvizinhos.

A definição do volume a ser irradiado é um pré-requisito para o planejamento tridimensional da irradiação tumoral. No planejamento 3D são definidos o volume do tumor visível (GTV- *Gross Tumor Volume*); o volume alvo de irradiação (CTV – *Clinical Tumour Volume*), que contém o volume do tumor visível e partes microscópicas do tumor não visível; o volume alvo interno (ITV – *Internal Target Volume*); e o volume de planejamento (PTV- *Planning Target Volume*). O volume de planejamento (PTV) é um conceito de volume geométrico que busca definir as formas de incidência do feixe e desta forma, garantir um arranjo apropriado segundo as variações geométricas durante as trajetórias de incidência do feixe para garantir a dose absorvida prescrita no volume alvo da irradiação (CTV). A figura 10.2 ilustra as demarcações desses volumes na proximidade de um órgão.

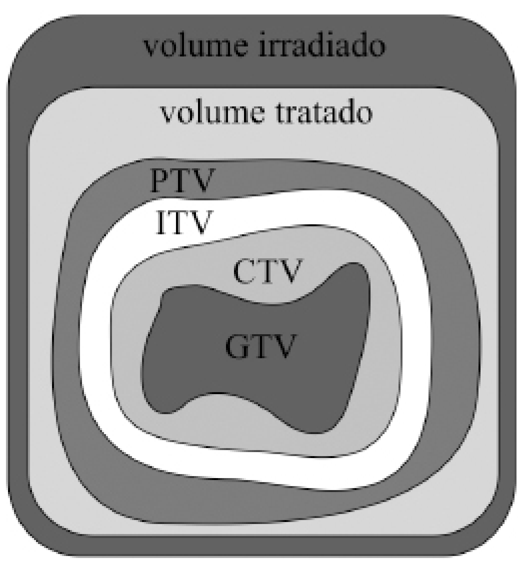


Figura 10.2 – Representação gráfica da divisão de volumes de interesse para a radioterapia

Em seguida, levam-se em consideração quais são os tecidos sadios, que inevitavelmente serão irradiados. A partir da delimitação dos volumes é estabelecido um programa de fracionamento dessa dose, a fim de minimizar os efeitos sobre os tecidos sadios circunvizinhos ao tecido tumoral, pois, como as células tumorais a serem tratadas são mais sensíveis à radiação, elas são mais lesadas que as células dos tecidos normais, sendo destruídas em maior número. Durante o intervalo entre as seções de irradiação, os tecidos dessas células normais se regeneram e a repetição desses ciclos permite a destruição completa do tumor em um processo de radioterapia bem sucedido.

O próximo passo é a escolha da técnica adequada, para a qual é necessária a avaliação anatômica do tumor e suas relações com os órgãos adjacentes, de forma a permitir que a maior parcela da radiação incida sobre o tecido tumoral. Para isso, é necessário o conhecimento das curvas de isodose da fonte utilizada e da necessidade de se utilizarem ou não acessórios para restringir a área de incidência do feixe.

Curvas de isodose

As curvas de isodose representam as linhas de profundidades nas quais as doses de radiação são iguais. Elas oferecem uma representação da distribuição das doses e permitem mostrar o comportamento de um feixe ou de uma combinação de feixes com diferentes campos de irradiação. Elas podem ser medidas diretamente na água ou calculadas diretamente pelo percentual de dose por profundidade (PDD) e perfil do feixe.

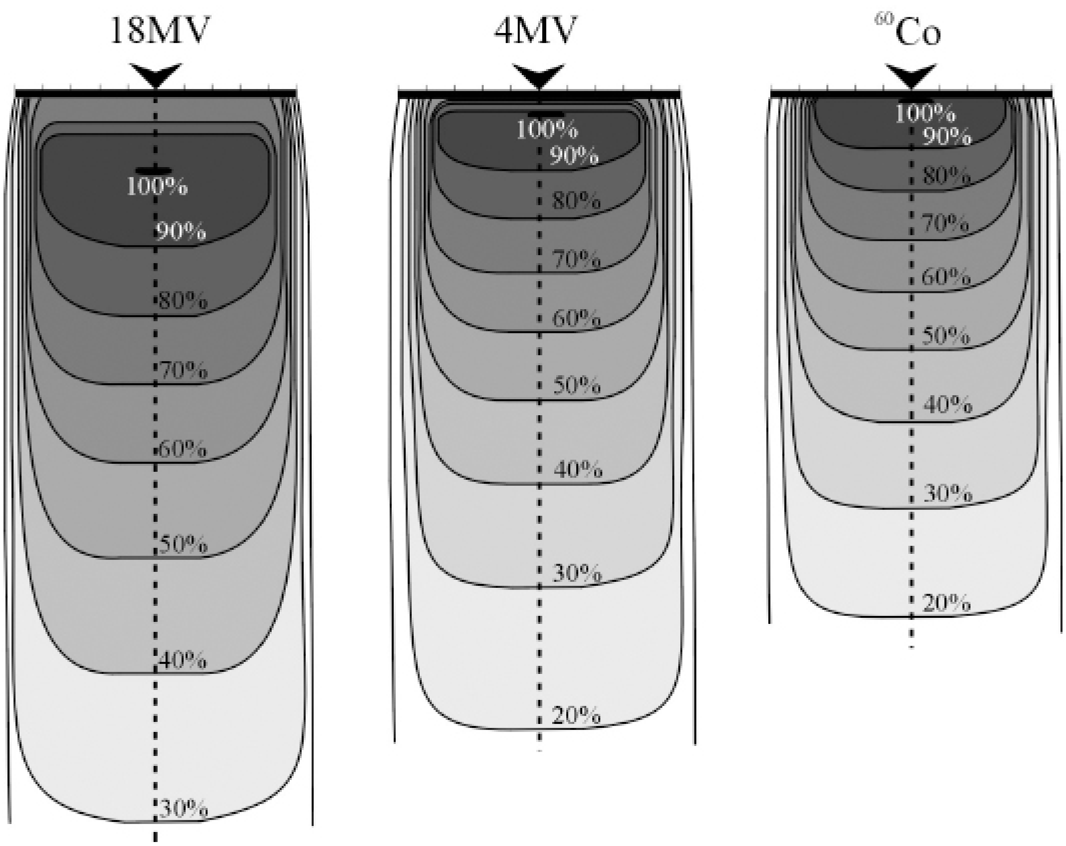


Figura 10.3 – Curvas de isodose, variação com a profundidade

Um conjunto de curvas de isodose é válido para um determinado equipamento, para um determinado feixe de energia, para uma determinada distância da fonte à pele e para um determinado campo irradiado. A figura 10.3 apresenta a distribuição da dose dos feixes de fótons gerados por uma fonte de cobalto-60 e dois aceleradores lineares de 4MV e de 18MV para um campo de 10x10cm^2 em um volume de água. A água é geralmente utilizada como referência por apresentar uma absorção do feixe semelhante à dos tecidos moles do organismo humano.

A região onde ocorre a maior deposição de dose recebe a indicação de 100% e, em função desse valor, são definidos volumes com menor deposição de dose. A linha de 90% indica a superfície onde a dose corresponde a 90% do valor da dose máxima e no volume contido entre a superfície delimitada pela curva de 90% e pela curva de 100%; o tecido aí presente recebe uma dose que

varia de 90 a 100% da dose máxima. Da mesma forma são definidos os demais valores de dose para os volumes definidos pelas outras curvas.

O alcance do feixe é dependente da energia dos fótons que o compõem; assim, através das curvas de isodose da figura 10.3, pode-se observar que o feixe do acelerador linear de 18MV tem um alcance maior que do acelerador de 4MV, o qual, por sua vez, tem um alcance maior que a fonte de cobalto-60. Essa característica de penetração do feixe é utilizada para definir a profundidade do tumor que pode ser tratado.

Acessórios

Dependendo da localização do tumor a ser tratado, existem alguns tipos de acessórios que podem ser utilizados. Primeiramente destacam-se os dispositivos limitadores de área irradiada, que buscam restringir o feixe à região a ser tratada de maneira a preservar os tecidos sadios da irradiação terapêutica, bem como a proteção de órgãos radiossensíveis.

Os colimadores são dispositivos responsáveis pela limitação da área de incidência do feixe. Eles são compostos de blocos móveis confeccionados em materiais que apresentam alta absorção de radiação (chumbo, urânio ou tungstênio). O colimador define campos quadrados ou retangulares com variação de $5x5cm^2$ até $35x35cm^2$ a uma distância de 80cm da fonte.

O colimador multilâminas é um acessório de colimação que possui várias lâminas finas e espessas fabricadas com material de alta absorção de fótons. Esse tipo de colimador tem por finalidade definir melhor o campo a ser irradiado em cada ângulo de incidência do feixe de radiação na radioterapia conformacional. O uso desse tipo de acessório na saída do cabeçote permite restringir melhor o campo de irradiação, e assim, diminuir a dose nos tecidos circunvizinhos ao tecido tumoral. O controle computacional do colimador multilâminas possibilita um ajuste rápido das lâminas de acordo com o ângulo de incidência do feixe. A figura 10.4 apresenta, na imagem (*a*), um colimador multilâminas totalmente aberto; na imagem (*b*), o formato do tecido a ser irradiado; e, na imagem (*c*), o ajuste das lâminas ao formato do tecido tumoral a ser irradiado.

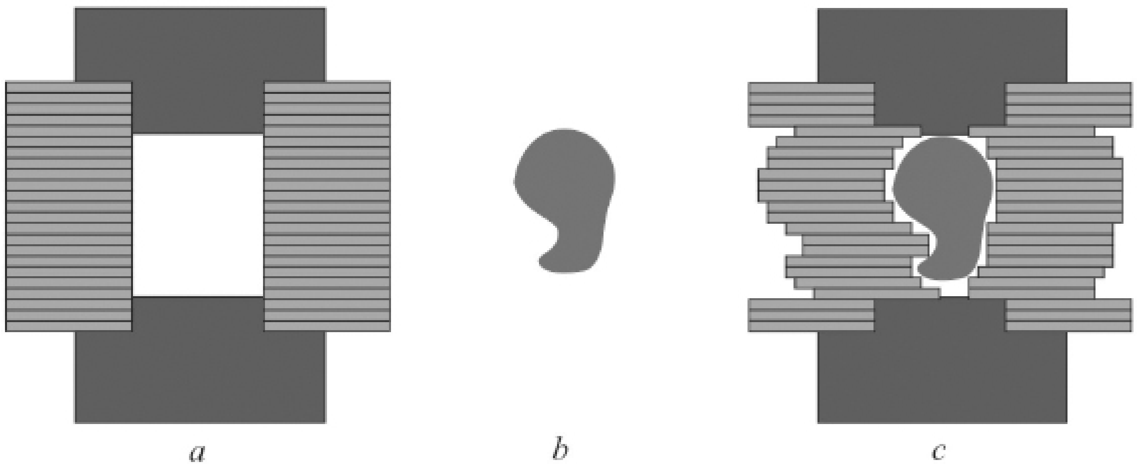


Figura 10.4 – Ajuste das lâminas de um colimador multilâminas ao formato do tecido tumoral

O bólus é uma estrutura fabricada de material equivalente ao tecido humano, colocada em contato com a pele para aumentar a dose superficial e/ou compensar a ausência de tecido. Para atingir este objetivo, o bólus é construído de acordo com a anatomia superficial do paciente e com o ângulo de incidência do feixe de maneira que sua incidência seja perpendicular à superfície, resultando em uma distribuição de isodose mais regular.

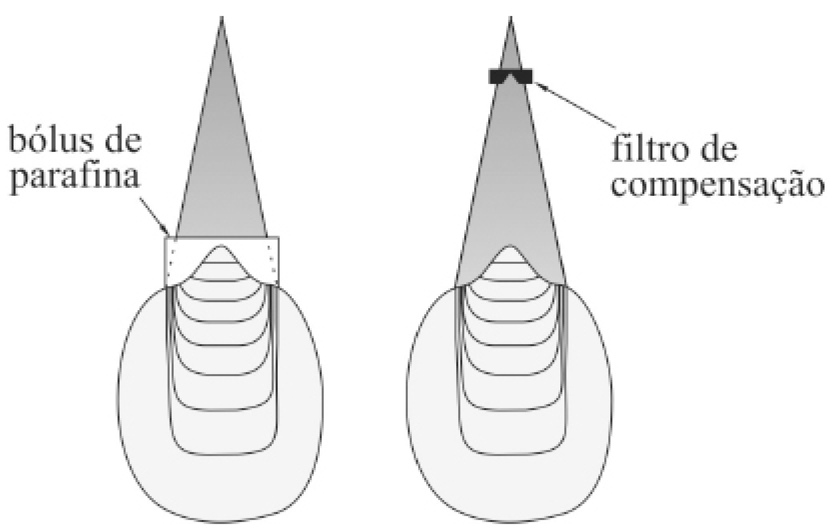


Figura 10.5 – Posicionamento de bólus de parafina e filtro de compensação na irradiação do rosto

Os filtros de compensação exercem a mesma função que o bólus na distribuição das curvas de isodose e são frequentemente posicionados junto ao cabeçote do aparelho de teleterapia em um espaço destinado para esse fim. A figura 10.5 apresenta o posicionamento de um bólus de parafina e de um filtro de compensação utilizados para compensar a superfície curva da região anterior do rosto, evitando a distribuição irregular das curvas de isodose no interior do alvo e facilitando, assim, o controle da dose depositada.

Os filtros em cunha são utilizados para promover variações controladas das curvas de isodose. A figura 10.6 apresenta a variação da distribuição das curvas de isodose com a profundidade em um fantoma de água para um campo de $10x10cm^2$. A imagem (*a*) apresenta a distribuição padrão, a imagem (*b*) a distribuição com o uso de um filtro em cunha e a imagem (*c*) apresenta o resultado da associação de dois feixes. A associação de irradiações com incidências anguladas do feixe promove uma deposição de doses maiores de radiação nas regiões onde ocorre a sobreposição do feixe. Essa técnica é utilizada para a concentração da dose no tecido tumoral mais profundo. A figura 10.6 apresenta na imagem (*c*) a concentração de dose devido a duas incidências do feixe de radiação em +45º e -45º.

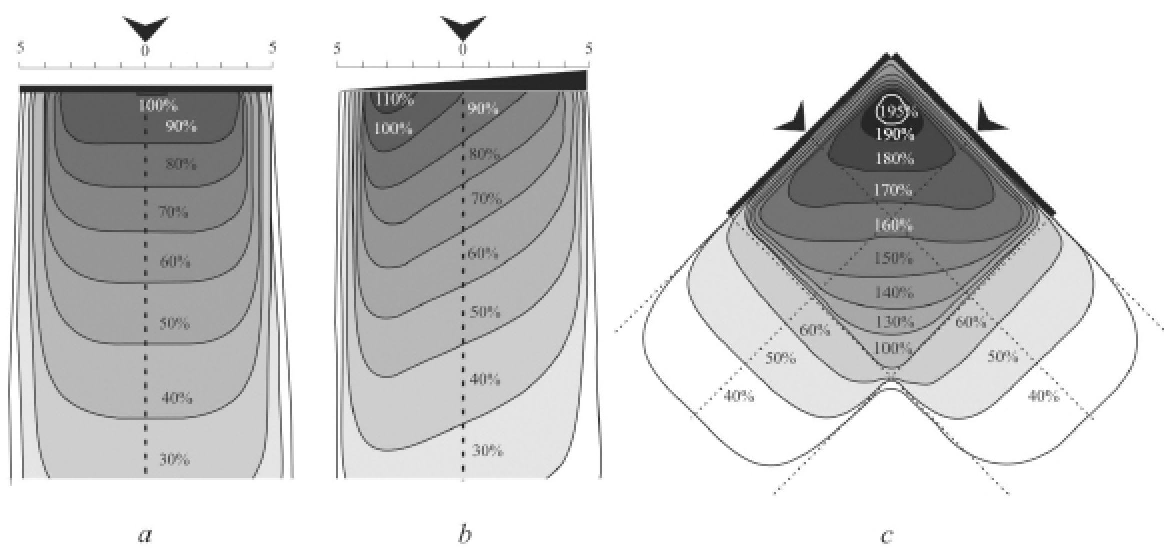


Figura 10.6 – Variações das curvas de isodose

Os acessórios de posicionamento são muito importantes para que o paciente fique na mesma posição durante todas as incidências do feixe e em todas as seções que compõem o tratamento. Para garantir o posicionamento do paciente são utilizados suportes (para posicionar braços, pernas, pescoço etc.). Os imobilizadores são dispositivos que permitem manter o paciente estático durante o processo de irradiação, evitando erros no processo de deposição da dose no tecido tumoral. Alguns imobilizadores são moldados à superfície do paciente e são de uso exclusivo, como o imobilizador de cabeça, mamas, dentre outros.

Os protetores de órgãos sensíveis também são utilizados quando estes órgãos se encontram próximos da região a ser irradiada e não são alvos da irradiação. Assim, existem protetores de olhos, de testículos etc.

Além desses dispositivos, outros métodos eletrônicos e computacionais também podem ser utilizados para corrigir irregularidades da superfície tumoral ou de contato com o paciente, além de serem possíveis correções de eventuais heterogeneidades na densidade dos tecidos.

Simulação do procedimento

A correta localização espacial do tumor permite a simulação da irradiação. Além de atingir o tumor, a radiação também atinge os tecidos normais, principalmente os mais superficiais, localizados entre a fonte da radiação e o tumor. Por esse motivo, as irradiações têm o seu ângulo de incidência revezado, fazendo com que a área tumoral seja a única em que é depositada a maior dose ao final do processo de irradiação. Para auxiliar a obtenção de um melhor resultado com os menores efeitos adversos, o procedimento é previamente simulado, por reprodução gráfica manual ou por computador com o uso de softwares específicos.

A simulação da irradiação de um tecido tumoral utiliza equipamentos simuladores que buscam reproduzir as condições de irradiação das unidades de teleterapia. O principio fundamental é a utilização de imagens diagnósticas que permitam criar referenciais para a definição dos campos de tratamento.

O simulador convencional utiliza um equipamento de radiodiagnóstico no qual as estruturas ósseas de imagens bidimensionais são usadas como base na definição dos campos de tratamento. Esses equipamentos permitem movimentação de todos os seus componentes (mesa, cabeçote, *gantry*, colimadores etc.) de maneira semelhante ao equipamento de radioterapia.

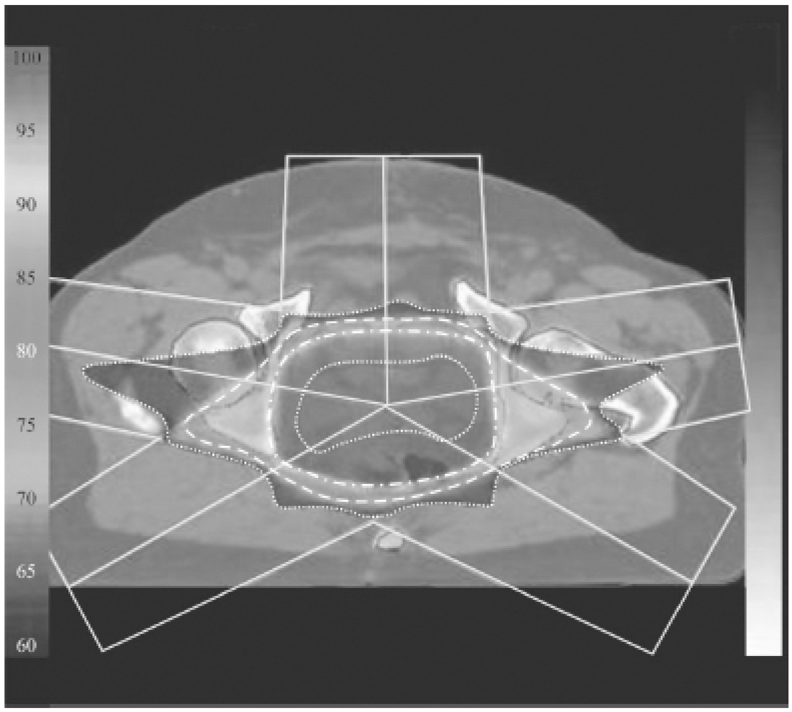


Figura 10.7 – Distribuição da dose na irradiação da próstata com feixe de incidência em cinco ângulos

O simulador por TC utiliza um equipamento de TC com software específico para o planejamento de radioterapia. Existem equipamentos de TC com a abertura do gantry maior para simulação dos tratamentos por teleterapia. No entanto, equipamentos de diagnóstico por TC também podem ser utilizados para esse fim, desde que possuam softwares específicos. A simulação por TC permite gerar a imagem volumétrica do tecido a ser irradiado e, através dos cortes axiais, é possível visibilizar as curvas de isodose em cada corte. A figura 10.7 apresenta uma imagem de corte axial com o planejamento da distribuição da dose para irradiação por teleterapia da próstata com incidência do feixe em cinco ângulos distintos. Nesta imagem a

curva de isodose correspondente a 60% da dose máxima está demarcada por uma linha pontilhada e internamente a ela encontram-se demarcadas as curvas de 80%, 90% e 97% (A distribuição da dose utiliza uma escala de cores de acordo com a barra à esquerda da imagem).

10.3 A teleterapia com feixe de elétrons

A teleterapia com feixe de elétrons utiliza os aceleradores lineares sem uso de alvo para geração do feixe de raios X. Assim, o feixe de elétrons acelerados é direcionado para o tecido a ser tratado. O feixe de elétrons é essencialmente monoenergético, isto é, todos os elétrons que saem pelo diafragma têm a mesma energia e essa energia depende da alta-tensão (MV) do acelerador linear. Esse feixe muito colimado, tipo lápis, deve ser distribuído para que possa atingir uma área de campo e, assim, ser direcionado para o tecido alvo.

A transformação do feixe de elétrons tipo lápis em um feixe divergente é feita com o auxílio de uma fina lâmina espalhadora na qual incide o feixe colimado (lápis). O espalhamento do feixe gerado pela filtração da lâmina espalhadora termina por gerar uma variação de energia dos elétrons contidos no feixe. O feixe de elétrons também pode ser espalhado utilizando um campo magnético variável que permite fazer uma varredura da região irradiada.

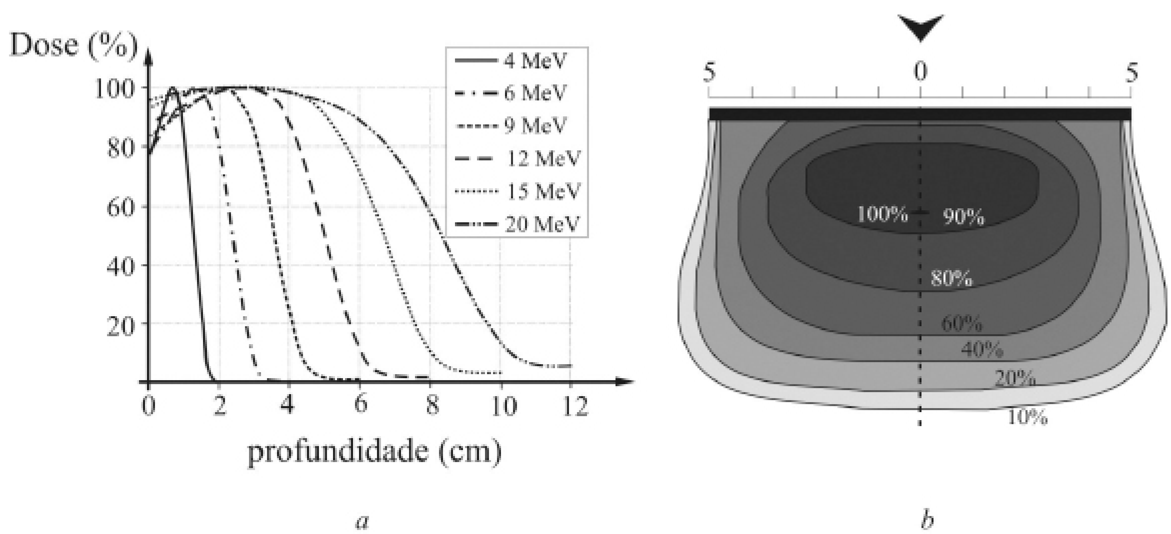


Figura 10.8 – Características do feixe de elétrons: penetração do feixe (*a*) curvas de isodose (*b*)

O feixe de elétrons é menos penetrante que o feixe de fótons (raios X e gama) e, por isso, tem sua deposição de dose mais limitada, mais restrita à superfície do objeto irradiado. O alcance médio de um feixe de elétrons depende da energia do feixe: quanto mais energético, mais profundamente ele penetra. A figura 10.8 apresenta, na imagem (*a*), a variação do alcance do feixe de elétrons com a energia do feixe e, na imagem (*b*), um exemplo de curvas de isodose típicas de um feixe de elétrons de 15MeV para um campo de $6x6cm^2$ em um volume de água.

Devido à pequena penetração do feixe de elétrons, esse feixe é utilizado para tratamento de tecidos superficiais em casos de câncer de pele, labial, lesão de conjuntiva, cavidade oral etc.

10.4 A teleterapia com prótons

Um dos problemas com teleterapia de fótons está na dificuldade de irradiar o tecido tumoral sem causar exposições danosas no tecido saudável circunvizinho. Desde que foram desenvolvidos os cíclotrons, que são aceleradores circulares capazes de gerar feixes de prótons de alta energia, buscou-se utilizar esses feixes para realização de radioterapia com prótons. O feixe de prótons pode ser focalizado através de campos magnéticos, tornando possível gerar feixes colimados com muito pouco espalhamento.

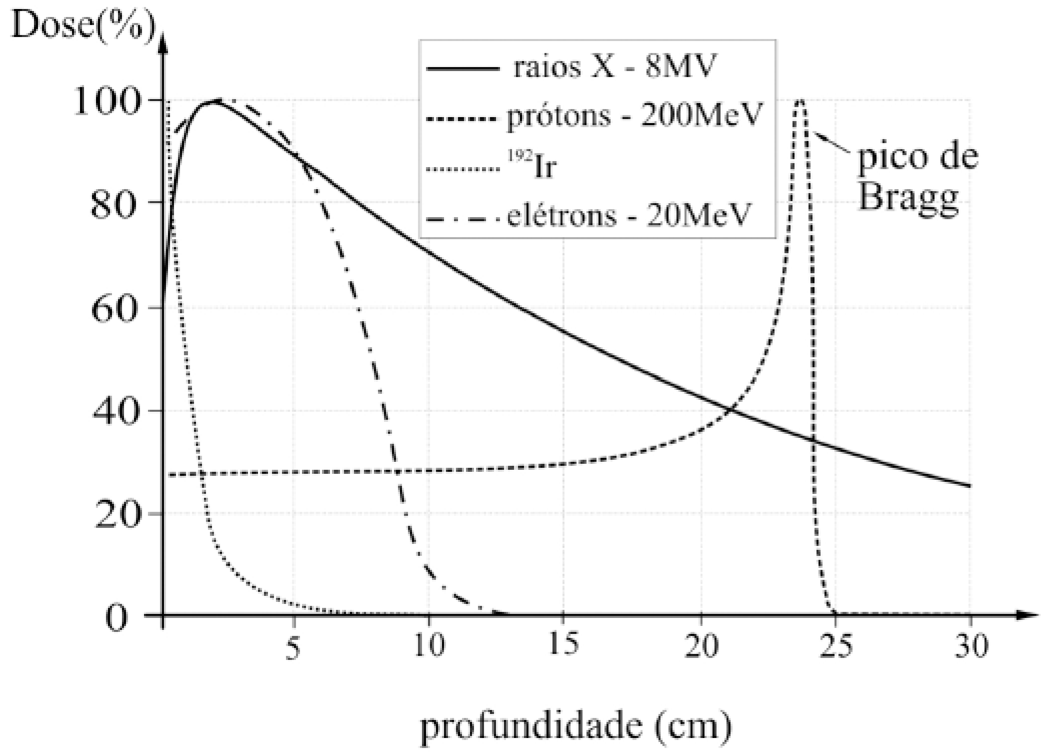


Figura 10.9 – Variações das deposições de dose com a profundidade

A forma do feixe pode ser ajustada para a forma do tecido definido para a irradiação utilizando campos magnéticos variáveis para fazer uma varredura da região alvo com o feixe tipo lápis. Igualmente importante é um fenômeno chamado “pico de Bragg”. O feixe de prótons se propaga pela matéria gerando ionização através das interações pelo caminho de propagação. Devido à perda de energia causada pelas interações no processo de propagação, os prótons se tornam mais lentos e, com isso, tornam-se mais efetivos no processo de transferência de energia por ionização dos átomos da matéria e perdem toda sua energia. O resultado dessa perda de energia desde a entrada na matéria até a parada completa dos prótons define uma maior deposição de energia na região mais profunda, mais próxima da região de parada dos prótons. A figura 10.9 apresenta as curvas de alcance de quatro feixes, dentre eles a curva típica de um feixe de prótons de 200MeV com o pico de Bragg ocorrendo a cerca de 24cm de profundidade.

A figura 10.10 apresenta as curvas de isodose de um feixe de prótons de 200MeV para um campo de $10x10cm^2$ em um volume de água. Como é

possível controlar o pico de Bragg através do controle da energia inicial do feixe de prótons que sai do acelerador de partículas pesadas, consegue-se fazer o controle da profundidade de deposição da dose máxima. Através do controle da profundidade em que ocorre o pico de Bragg é possível definir o perfil de deposição da dose de forma mais efetiva de acordo com a profundidade do tumor.

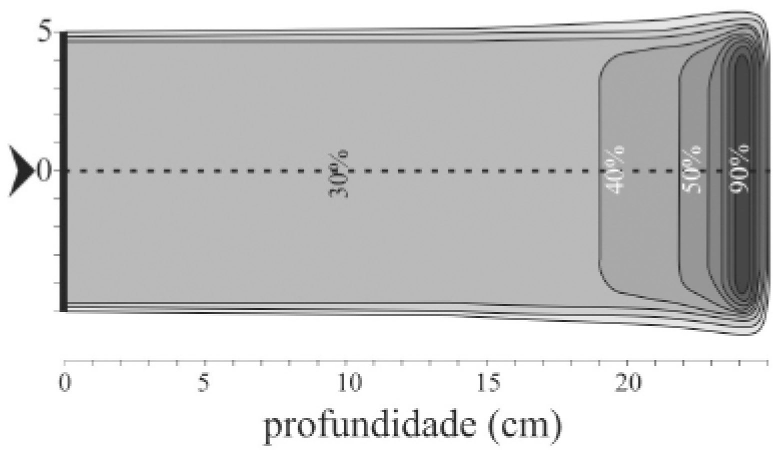


Figura 10.10 – Curvas de isodose de um feixe de prótons de 200MeV na água

Essa habilidade para localizar o dano no órgão alvo é muito importante. Porém, para fazer prótons penetrarem o bastante até tumores profundos do organismo humano são necessários feixes muito energéticos, de até 250MeV. O alcance do pico de Bragg está diretamente relacionado com a energia do feixe de prótons. Os feixes de prótons com essas energias tão altas podem induzir reações nucleares e, por isso, exigem um criterioso processo de controle. Essas reações nucleares podem depositar quantias significativas de energia adicional no local de reação, e podem produzir partículas secundárias, como nêutrons. Os nêutrons secundários, por serem partículas neutras, podem se deslocar para longe do local de reação e induzir a ocorrência de reações adicionais. Assim, existe a possibilidade de que os efeitos nucleares possam aumentar a dose no tecido sob tratamento ou causar danos colaterais significativos.

Claramente, a promessa de terapia de próton requer tratamento muito sofisticado no que diz respeito aos métodos de planejamento da radioterapia.

Para controle da distribuição de dose, com o objetivo de localizar o pico de Bragg no volume do tumor tratado, exige-se uma boa definição do volume tumoral, um posicionamento correto do paciente e um controle computadorizado do sistema de irradiação. Além disso, necessita-se de um acelerador de partículas pesadas de grandes dimensões e de instalações muito onerosas.

10.5 A braquiterapia

A braquiterapia, ou curieterapia, é o termo utilizado para descrever o tratamento por radiação no qual a fonte de radiação fica em contato com a região alvo do paciente e utiliza fontes blindadas de pequenas dimensões denominadas "sementes" ou na forma de fios blindados. A braquiterapia apresenta como grande vantagem a aplicação de altas doses na região tumoral pelo fato de a fonte de radiação poder ser posicionada junto ao tumor e, por isso, necessitar de um período de tempo menor para deposição da dose terapêutica requerida, além da redução da dose nos tecidos adjacentes ao tumor.

A braquiterapia convencional (intracavitária) é utilizada nas áreas superficiais do corpo e regiões de acesso endocavitário como boca, nariz, esôfago etc. A figura 10.11 apresenta uma radiografia da pelve de uma mulher na qual foram posicionadas temporariamente três sementes de irídio-192 para tratamento de um câncer de colo uterino.

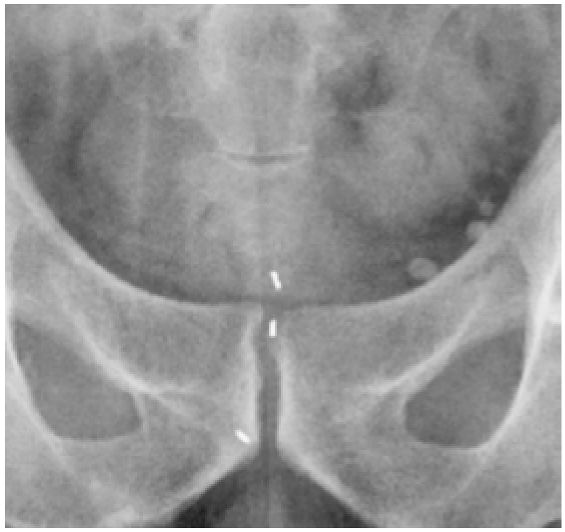


Figura 10.11 – Radiografia de pelve feminina com sementes de Irídio-192 posicionadas no colo uterino

A braquiterapia intersticial ocorre quando a fonte de irradiação é posicionada junto ao tumor através de incisões ou punções, sendo seu uso muito comum no tratamento de câncer de próstata e de mama.

As sementes são as fontes encapsuladas utilizadas em braquiterapia, e podem ser removíveis ou de implante definitivo. As sementes utilizadas atualmente em braquiterapia apresentam um período de meia-vida curto, pois essa característica facilita o seu controle, diminuindo a possibilidade de acidentes. As sementes de implante definitivo utilizam radionuclídeos com os períodos de meia-vida mais curtos ainda: de alguns dias.

Outra característica das fontes utilizadas em braquiterapia é a escolha de radionuclídeos cujos fótons gama emitidos possuem energia mais baixa, para que a maior parcela da dose fique depositada no tecido próximo à semente. A figura 10.12 ilustra uma semente de iodo-125 comumente utilizada para implante definitivo no tratamento de tumores de próstata.

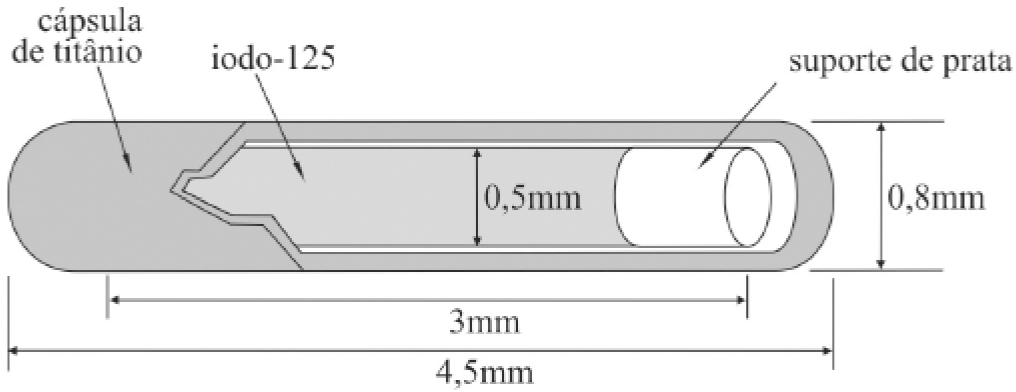


Figura 10.12 – Semente encapsulada de Iodo-125

As sementes de iodo-125 são distribuídas no volume da próstata por meio de uma sonda guiada por ultrassom. O número de sementes a ser implantado depende da dose que se deseja obter e do volume a ser irradiado. A figura 10.13, apresenta na imagem (*a*) uma radiografia da pelve de um homem em cuja próstata foram implantadas sementes de iodo-125. A imagem (*b*) apresenta um corte lateral da região pélvica com o posicionamento da sonda de implantação de sementes e do transdutor endocavitário de ultrassom transretal, que permite acompanhar o implante das sementes.

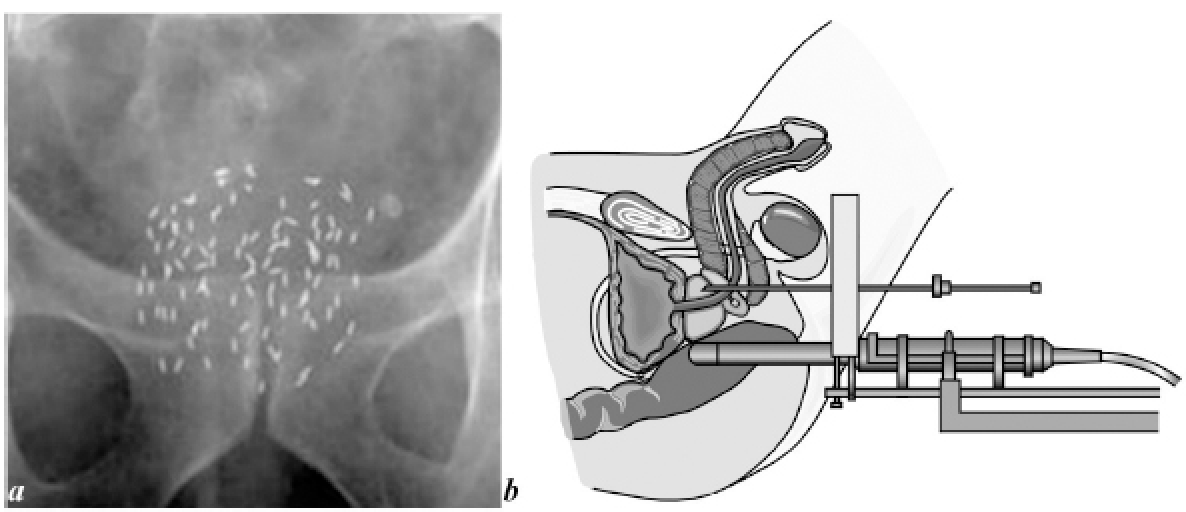


Figura 10.13 – Braquiterapia de próstata: radiografia de posicionamento das sementes (*a*), e posicionamento de sementes na próstata guiado por ultrassom (*b*).

Apesar de a maioria das aplicações de braquiterapia ter seus efeitos devidos às interações dos fótons emitidos pela fonte, existem aplicações em que se

utilizam as partículas beta. Como as partículas beta são pouco penetrantes, os radionuclídeos selecionados como fonte de radiação para esse fim apresentam emissão de partículas beta de maior energia, as quais têm alcance um pouco maior, de alguns milímetros, como a fonte de rutênio/ródio-106.

A braquiterapia no tratamento dos tumores do bulbo ocular utiliza fontes seladas reutilizáveis e está em amplo processo de difusão. As primeiras propostas para a braquiterapia ocular utilizavam sementes de cobalto-60 e irídio-192, que, atualmente, não são os radioisótopos escolhidos para esse tipo de tratamento. A braquiterapia ocular é mais recomendável que a irradiação externa do olho (teleterapia) devido à dificuldade de limitar a dose depositada no cristalino. O cristalino, quando irradiado, apresenta o aparecimento de catarata radioinduzida como efeito determinístico.

O iodo-125 é um radioisótopo emissor de fótons muito utilizado para braquiterapia ocular, tendo substituído o uso do cobalto-60. Placas contendo rutênio/ródio-106 são também utilizadas para braquiterapia ocular e, diferentemente do iodo-125, que emite fótons, a braquiterapia utilizando o rutênio/ródio-106 utiliza as partículas beta emitidas por essa fonte.

A figura 10.14 apresenta, na imagem (*a*), uma placa de braquiterapia ocular em ouro carregada com sementes de iodo-125, e na imagem (*b*), uma placa de braquiterapia ocular em prata contendo em seu interior rutênio/ródio-106. A imagem (*c*) ilustra um corte transverso da região ocular de uma simulação que apresenta a distribuição da dose no interior do globo ocular devido à irradiação com a placa de rutênio/ródio-106 posicionada lateralmente ao bulbo ocular. A imagem (*d*) ilustra um corte transverso da região ocular de uma simulação que apresenta a distribuição da dose no interior do bulbo ocular devido à irradiação com a placa contendo sementes de iodo-125 posicionada lateralmente ao bulbo ocular.

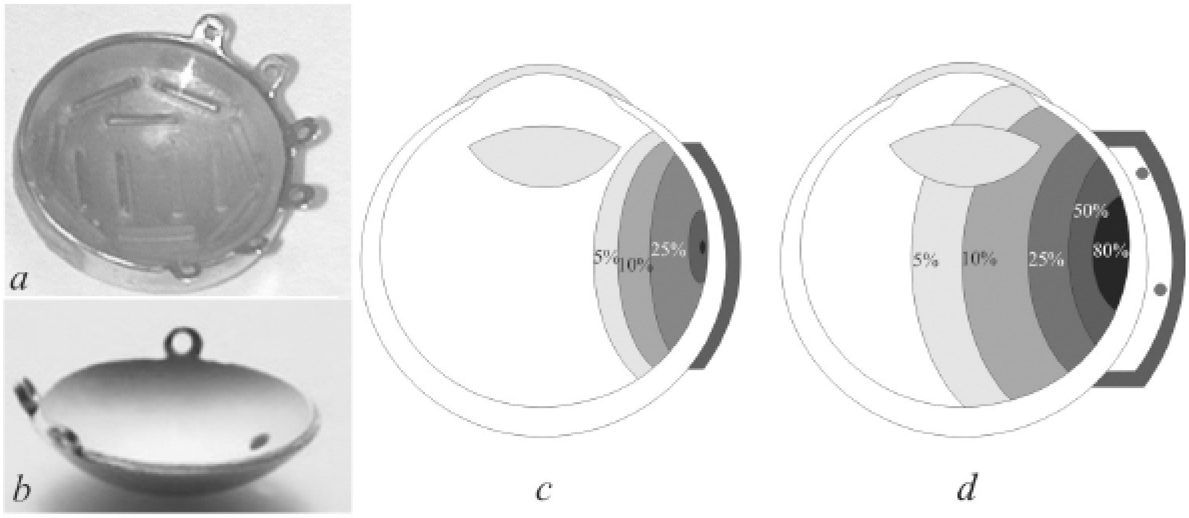


Figura 10.14 – Braquiterapia do bulbo ocular: placa de ouro contendo sementes de Iodo-125 (*a*), placa de prata contendo Rutênio/Ródio-106 (*b*), curvas de Isodose no interior do bulbo ocular para irradiação com placa de Rutênio/Ródio-106 (*c*), e curvas de isodose no interior do bulbo ocular para irradiação com placa contendo sementes de Iodo-125 (*d*)

Nos implantes temporários de sementes radioativas, essas sementes são posicionadas, fixadas e, após um período de tempo previamente definido em função da dose a ser depositada, removidas. A braquiterapia permite melhor controle da dose no volume alvo, além do fracionamento da dose total. Normalmente, nos posicionamentos temporários, as fontes seladas utilizadas possuem períodos de meia-vida médios, de vários dias a alguns anos, e são reutilizadas em outros pacientes enquanto possuírem uma atividade que possibilite a realização do tratamento.

A braquiterapia ainda pode ser classificada de acordo com a atividade da fonte que define a taxa de dose depositada. Dessa forma, as fontes utilizadas podem ser classificadas em LDR ou HDR. A braquiterapia LDR (*low dose rate* ou baixa taxa de dose),é de uso mais comum, e é realizada com fontes que apresentam uma taxa de dose mais baixa, entre 40 e 200cGy.h^{-1}. Por isso, demanda maior tempo de irradiação para atingir a dose terapêutica.

A braquiterapia HDR (*high dose rate* ou alta taxa de dose) é realizada com fontes que apresentam uma taxa de dose alta, entre 400 e 2.000cGy.h^{-1}, e por isso demanda o menor tempo para atingir a dose terapêutica. A utilização de fontes de braquiterapia HDR demanda uma série de cuidados suplementares

devido à alta atividade da fonte. Entre esses cuidados está o processo automatizado de implantação da fonte junto ao tecido tumoral. A retirada da fonte e armazenagem em recipiente blindado é também feita de modo automático. Nesse processo, um aplicador é posicionado e a fonte é introduzida no interior do aplicador junto ao tecido tumoral por um equipamento automatizado, sem a presença de outros indivíduos que não o paciente.

10.6 Efeitos adversos da radioterapia

Os efeitos adversos variam de acordo com a dose e o local irradiado, e podem ocorrer até seis meses após o tratamento. Podem ser observadas feridas na cavidade oral (aftas), boca seca (xerostomia), queda de cabelos (alopecia), irritação e queimaduras na pele (radiodermite), diarreia por lesão na mucosa intestinal, dor e dificuldade para urinar (disúria) devida a lesão na mucosa vesical e/ou uretral, astenia e outros.

A teleterapia na pelve frequentemente utiliza altas doses, de 40 a 60Gy, que é capaz de causar severos danos intestinais, muitas vezes irreversíveis. Os danos observados são geralmente mais severos quando sucedem cirurgia para tratamento de câncer de colo de útero em estado avançado. Nesses pacientes é comum a ocorrência de fístulas enterocutâneas. Esses efeitos, entretanto, podem ser minimizados com o fracionamento da dose – embora mesmo doses de 30 - 40Gy possam causar danos intestinais graves.

10.7 Indicações de radioterapia

A radioterapia pode ser utilizada em tumores radiossensíveis isoladamente ou como coadjuvante à cirurgia e/ou quimioterapia. Sua utilização é complexa e depende de vários fatores, sendo determinada pelo oncologista assistente; por isso, não cabe sua descrição nessa obra. De forma genérica, algumas de suas aplicações são apresentadas a seguir.

Para o cérebro, pode ser a primeira opção nos tumores não ressecáveis e nos casos de recidiva ou como coadjuvante à cirurgia. Quanto à modalidade, pode ser utilizada a teleterapia ou a braquiterapia.

Nos olhos, é indicada para tratamento de tumores de úvea, como o melanoma de coroide, ou tumores de retina, como o retinoblastoma, sendo atualmente uma opção à enucleação (exérese cirúrgica do olho). Outra situação na oftalmologia em que a radioterapia está indicada é no tratamento do pterígio. Após a cirurgia de retirada do pterígio, é comum sua recorrência, sendo a radioterapia com partículas beta eficaz na sua prevenção – usualmente a irradiação é feita com uma fonte de estrôncio-90.

Nas aplicações de cabeça e pescoço, pode ser utilizada como primeira linha de tratamento em várias situações, bem como nas recidivas tumorais. São comuns as aplicações em tumores dos seios paranasais, cavidade nasal, orofaringe, língua, boca, amígdalas, pele e lábios.

No tratamento do câncer de mama, a teleterapia após a mastectomia e esvaziamento axilar é um tratamento frequentemente utilizado. Mais recentemente, com o advento de cirurgias mais conservadoras, a braquiterapia da mama tem-se tornado um importante método no seu tratamento.

No tórax e abdome, pode ser utilizada no tratamento do câncer de pulmão (primário ou metastático), mediastino, esôfago, pâncreas, vias biliares e nos sarcomas de partes moles.

Os tumores do trato geniturinário são um campo no qual a radioterapia tem um papel de destaque, podendo ser tratados os tumores uterinos (colo e endométrio), bexiga, uretra, vagina e vulva, na mulher, e a próstata, bexiga, uretra e pênis, no homem. É importante destacar que, nos casos dos tumores do colo uterino e próstata, dependendo do estadiamento tumoral, a radioterapia tem a mesma efetividade que o tratamento cirúrgico. Finalmente, destaca-se seu uso nos tumores do septo retovaginal, reto e canal anal.

Exercícios propostos

10.1 O que é a radioterapia?

10.2 Quando é recomendada a radioterapia?

10.3 Quais são os princípios da utilização da radioterapia?
10.4 Por que as células tumorais são mais sensíveis à radioterapia que as normais?
10.5 Por que é necessário o fracionamento da dose?
10.6 Cite as doses típicas utilizadas na radioterapia.
10.7 Quais são as principais fontes de radiação utilizadas em radioterapia?
10.8 O que é teleterapia?
10.9 Quais são os principais equipamentos utilizados em teleterapia?
10.10 O que é uma bomba de ^{60}Co?
10.11 O que é um acelerador linear?
10.12 Quais são as fases da teleterapia?
10.13 Cite os acessórios que podem ser utilizados em teleterapia e suas funções.
10.14 O que são as curvas de isodose?
10.15 Para que são utilizadas as curvas de isodose?
10.16 O que é braquiterapia?
10.17 Como pode ser classificada a braquiterapia?
10.18 O que são sementes?
10.19 De que modo as sementes podem ser posicionadas na braquiterapia?
10.20 Por que as sementes de implante definitivo devem possuir período de meia-vida curto?
10.21 Quais são as vantagens da braquiterapia em relação à teleterapia?
10.22 O que determina a ocorrência dos efeitos adversos na radioterapia?
10.23 Cite os principais efeitos adversos que podem ocorrer na radioterapia.
10.24 Cite as aplicações da teleterapia.
10.25 Cite as aplicações da braquiterapia.

REFERÊNCIAS

ALCÓN, Elmer P.Q.; LOPES, Ricardo T.; ALMEIDA, Carlos E.V. *EPR study of radiation stability of organic plastic scintillator for cardiovascular brachytherapy Sr90–Y90 beta dosimetry*. Applied Radiation and Isotopes, v.62, n.2, feb. 2005, p.301-306.

AUSTRALIAN NUCLEAR SCIENCE & TECNOLOGY ORGANIZATION. *Radioisotopes in medicine*. Nuclear issues briefing paper 26. Melbourne: Uranium information centre ltd. may 2004. 11p.

AUSTRALIAN NUCLEAR SCIENCE & TECNOLOGY ORGANIZATION; *Medical and industrial radioisotopes*. Menai: ANSTO, Jul/1999. 6p.

BASCOM PALMER EYE INSTITUTE. *Ocular oncology*: retinoblastoma. Disponível em: <www.eyecancermd.org/retinoblastoma/index.html>. Acesso em: 16 dez. 2005.

BEBIG. *COMS eye applicators*. ECKERT & ZIEGLER; Rev.1; 07.2007; 2p.

BEBIG. *I-125 ophthalmic seeds*. ECKERT & ZIEGLER; Rev.1; 07.2004; 3p.

BEBIG. *Isotopen und Medizintechnik GmbH*. ECKERT & ZIEGLER. Disponível em: <www.bebig.de >. Acesso em: 18 dez. 2005.

BEBIG. *Ru-106 ophthalmic plaques*. ECKERT & ZIEGLER; Rev.2; 08.2004; 2p.

BERKELEY. *Exploring the table of isotopes*. Disponível em: <www. isotopes.lbl.gov/education/isotopes.htm>. Acesso em: 17 out. 2006.

BHOURI, L.; LUMBROSO, L.; LEVY, C. et al. *Le mélanome malin bilatéral de l'uvée*: à propos de 5 cas. Journal Francais D'ophtalmologie, 2003; v. 26, n. 2, p.149-153.

BLANCHE, E. L., McCORMICK, B., ABRAMSOM, D. H. *External beam radiation therapy and retinoblastoma: long-term results in the comparison of two techniques*. International Journal of Radiation Oncology; 1996; v. 35; p.45-51.

BONTRAGER, Kenneth L. *Tratado de técnica radiológica e base anatômica*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. 814p.

BRASIL. Ministério da Saúde. *Programa de qualidade em radioterapia*: curso de atualização para técnicos em radioterapia. Rio de Janeiro: INCA. 110p.

CECIL, Russell L.; GOLDMAN, Lee; AUSIELLO, Dennis. *Cecil Textbook of Medicine*. 22. ed. New York: Saunders, 2003. 2784p.

CMOS. *Radiation therapy. In: COMS manual of procedures*. chapter 12. fev. 1999. 11p.

COLLÉ, R. *Activity characterization of pure-β-emitting brachytherapy sources*. Applied Radiation and Isotopes, v.56, Issues 1-2, January-February 2002. p. 331-336.

DESJARDINS, L.; LUMBROSO, L.; LEVY, C. et al. *Traitement du mélanome choroïdien par disque d'iode 125 et faisceau de protons*: indications respectives et comparaison des taux de récidive. Journal Français D'ophtalmologie, 2003, v. 26, n.3, p.269-276.

FINGER P. T.; LU, D.; BUFFA, A. et al. *Palladium-103 versus iodine-125 for ophthalmic plaque radiotherapy*. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics. 1993. v.27, n.4, p.849-854.

FINGER, P. T.; BERSON, A.; SZECHTER A. *Palladium-103 plaque radiotherapy for choroidal melanoma*: an 11-year study. International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics. 2002. v.54, n.5, p.1438-1445

FISHER, Charlie. *Les radioelements et leurs utilisations*. Paris, 1980. 531p.

FLUEHS, Dirk; WENING, Gerasimos; SAUERWEIN, Wolfgang; BORNFELD, Norbert. *The design and the dosimetry of bi-nuclide radioactive ophthalmic applicators*. Med. Phys. v.31, n.6, jun.2004, p.1481-1488.

GALLE, Pierre; PAULIN, R. *Biophysique*: radiobiologie radiopatologie. Paris: Masson, 1992. 213p.

GRANERO, D.; PÉREZ-CALATAYUD, J. & al. *Dosimetric study of the 15mm ROPES eye plaque*. Medical Physics, 2004. v.31, n.12, December, p. 3330-3336.

HUMPHRIES, Stanley. *Principles of charged particle acceleration*. New York: John Wiley and Sons, 1999. 561p.

INSTITUT CURIE. *La radiothérapie: après un siècle d'évolution, des nouveaux traitements `sculptés à la forme de la tumeur*. Paris: Dossier de presse, 2003. 6 oct. 21p.

INSTITUT CURIE. *Les dernières avancées dans la prise en charge du rétinoblastome*. Paris: Dossier de presse, 2003. 27 mai. 17p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. *Photon, electron, proton and neutron interaction data of body tissues*. ICRU report 46. 1991. 205p.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. R*adiological protection in biomedical research*. ICRP publication 62. May, 1993.

IPEN. *Apresentação dos radioisótopos primários*. Disponível em: <www.ipen.br/cr/radioprimaprodutos.htm>. Acesso em: 13 out. 2005.

KELLER, Brian; SANKREACHA, Raxa; RAKOVITCH, Eileen et al. *A permanent breast seed implant as partial breast radiation therapy for early-stage patients: A comparison of palladium-103 and iodine-125 isotopes based on radiation safety considerations*. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, v. 62, Issue 2, 1 June 2005. p.358-365.

KOCH, N.; NEWHAUSER, W. *Virtual commissioning of a treatment planning system for proton therapy of ocular cancers*. Radiation Protection Dosimetry. v.115, n.1-4; 2005; p.159-163.

KRENGLI, Marco; HUG, Eugen B.; ADAMS, Judy A. et al. *Proton radiation therapy for retinoblastoma*: Comparison of various intraocular tumor locations and beam arrangements. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, v. 61, Issue 2, 1 feb. 2005, p.583-593.

LEE, Catherine T.; BILTON, Stephen D.; FAMIGLIETTI, Robin M. et al. *Treatment planning with protons for pediatric retinoblastoma, medulloblastoma, and pelvic sarcoma*: How do protons compare with other conformal techniques? International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, v. 63, Issue 2, 1 Oct. 2005, p.362-372.

LEVITT, S. H.; PURDY, J. A.; PEREZ, C. A.; VIJAYAKUMAR, S. *Technical basis of radiation therapy*: pratical clinical applications. New York: Springer, 2006. 861p.

MEDILINE PLUS. *Medical encyclopedia*. Disponível em: <www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/001310>. Acesso em: 16 dez. 2005.

MOURTADA, F.; KOCH, N.; NEWHAUSER, W. *106Ru/106Rh plaque and proton radiotherapy for ocular melanoma*: a comparative dosimetric study. Radiation Protection dosimetry. v. 116, n.1-4, 2005, p.454-460.

MOURÃO, Arnaldo Prata. *Pesquisa e desenvolvimento de um dispositivo para braquiterapia ocular*. Tese (doutorado em Ciências e Técnicas Nucleares). Escola de Engenharia. Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008. 251p.

PODGORSAK, E. B. *Radiation oncology physics*: a handbook for teachers and students. Vienna: IAEA. 2005. 657p.

SHIELDS, Carol L.; NASERIPOUR, Masood; CARTER, Jacqueline et al. *Plaque radiotherapy for large posterior uveal melanomas (>8mm thick) in 354 consecutive patients*. American academy of ophthalmology; v.109; 2002; p.1838-1849.

STANNARD, Clare et al. *Localized whole eye radiotherapy for retinoblastoma using a 125I applicator 'claws'*. International journal of radiation oncology, biology, physics. v.51, n.2, 2001; p.399-409.

UNIVERSITY OF SOUTHERN CALIFORNIA. *Radiation oncology*. Disponível em: <www.radonc.usc.edu>. Acesso em: 1 mar. 2008.

Anexos

Tabela – Radionuclídeos utilizados em diagnósticos e terapias

Radionuclídeos	**Meia-vida**	**Aplicações**
Carbono-11	20,39min	Emissor de pósitron utilizado em aparelhos de PET para estudos da fisiologia e patologia do cérebro, coração e localização de tumores.
Césio-137	30,07a	Fonte blindada para braquiterapia.
Cobalto-60	5,27a	Fonte blindada para teleterapia.
Cobre-64	12,70h	Estudo de doenças genéticas que afetam o metabolismo do cobre.
Criptônio-81m	13,10s	Gás emissor de fótons gama utilizado na geração de imagens funcionais de ventilação pulmonar, para o diagnóstico precoce de doenças pulmonares e do mau funcionamento pulmonar.
Cromo-51	27,70d	Marcação de células vermelhas no sangue e para quantificação da

		perda de proteína pelo sistema gastrointestinal.
Disprósio-165	2,33h	Tratamento de artrite.
Érbio-169	9,40d	Tratamento para dor devido a artrites nas articulações sinoviais.
Estrôncio-89	50,53d	Tratamento para dor por metástase óssea devido a câncer de mama e de próstata.
Ferro-59	49,50d	Estudos de metabolismo do ferro pelo baço.
Flúor-18	109,77min	Emissor de pósitron utilizado em aparelho de PET para estudos da fisiologia e patologia do cérebro, coração e localização de tumores.
Fósforo-32	14,26d	Tratamento de *policitemia* vera (excesso de células vermelhas no sangue).
Gálio-67	3,26d	Geração de imagens de tumores e para a localização de lesões inflamatórias.
Hólmio-166	26,83h	Diagnóstico e tratamento de tumores.
Índio-111	2,80d	Diagnósticos específicos como infecção e estudos de trânsito de colo.
Iodo-123	13,27h	Diagnóstico do funcionamento da tireoide e detecção de disfunção das suprarrenais.
Iodo-125	59,41d	Braquiterapia de câncer de próstata e cérebro, avaliação da taxa de filtração de rins, trombose venosa profunda nos membros inferiores e a presença de hormônios em quantidades muito pequenas.
Iodo-131	8,02d	Extensamente utilizado no tratamento de câncer e na imagem diagnóstica da tireoide humana; também utilizado no diagnóstico de funcionamento anormal do fígado, dos rins (fluxo de sangue e obstrução de área urinária), na geração de imagens de tumores endócrinos, sendo um emissor de gama forte usado em betaterapia.
Irídio-192	73,83d	Tratamento de câncer e imagem diagnóstica da tireoide humana, diagnóstico de funcionamento anormal do fígado, dos rins (fluxo de sangue e obstrução urinária), geração de imagens de tumores endócrinos.
Itérbio-169	32,02d	Estudos de fluido cerebroespinais.

Ítrio-90	64h	Terapia de câncer de fígado e alívio de dores de artrites em articulações sinoviais maiores.
Lutécio-177	6,73d	Diagnóstico por imagem e terapia de tumores endócrinos.
Molibdênio-99	65,94h	Geração de Tecnécio-99-metaestável.
Nitrogênio-13	9,97min	Emissor de pósitron utilizado em aparelho de PET.
Oxigênio-15	122,24s	Emissor de pósitron utilizado em aparelho de PET para estudos de fisiologias e patologia do cérebro, coração e localização de tumores.
Paládio-103	16,99d	Braquiterapia de câncer de próstata na fase inicial.
Potássio-42	12,36h	Estudos para a determinação da troca de potássio no fluxo do sangue coronário.
Rênio-186	3,72d	Alívio de dor em câncer ósseo. Emissor de beta e de gama fraco para a geração de imagem.
Rênio-188	17,00d	Irradiação beta das artérias coronárias através do balão de angioplastia.
Rubídio-82	1,237min	Emissor de pósitron utilizado em aparelho de PET.
Samário-153	46,28h	Radioterapia óssea, sendo muito efetivo no alívio da dor óssea devido às metástases ósseas originadas de tumores primários localizados em outros órgãos. Também muito efetivo para o tratamento de próstata e câncer de mama.
Selênio-75	119,78	Estudos da produção de enzimas digestivas.
Sódio-24	14,96h	Estudos de eletrólitos dentro do organismo humano.
Tálio-201	72,91h	Diagnóstico e localização de danos no músculo cardíaco e para localizar linfomas.
Tecnécio-99-metaestável	6,01h	Geração de imagens de esqueleto, músculo cardíaco, cérebro, pulmões (perfusão e ventilação), fígado, baço, rins, vesícula, glândulas salivares e lacrimais, infecções e outros estudos.
Xenônio-133	5,24d	Estudos de ventilação pulmonar.

ANEXO 2

Tabela Periódica

Legenda: Grupo — Elemento — E_Z — Estado ox. — Massa atômica — Abundância%

1(IA)	2(IIA)	3(IIIB)	4(IVB)	5(VB)	6(VIB)	7(VIIB)	8(VIII)	9(VIII)	10(VIII)	11(IB)	12(IIB)	13(IIIA)	14(IVA)	15(VA)	16(VIA)	17(VIIA)	18(VIIIA)
Hidrogênio H_{1} 1,00794																	Hélio He_{2} 4,002602
Lítio Li_{3} 6,941	Berílio Be_{4} 9,012182											Boro B_{5} 10,811	Carbono C_{6} 12,0107	Nitrogênio N_{7} 14,00674	Oxigênio O_{8} 15,9994	Flúor F_{9} 18,9984032	Neônio Ne_{10} 20,1797
Sódio Na_{11} 22,989770	Magnésio Mg_{12} 24,3050											Alumínio Al_{13} 26,981538	Silício Si_{14} 28,0855	Fósforo P_{15} 30,973761	Enxofre S_{16} 32,066	Cloro Cl_{17} 35,4527	Argônio Ar_{18} 39,948
Potássio K_{19} 39,0983	Cálcio Ca_{20} 40,078	Escândio Sc_{21} 44,955910	Titânio Ti_{22} 47,867	Vanádio V_{23} 50,9415	Cromo Cr_{24} 51,9961	Manganês Mg_{25} 54,938049	Ferro Fe_{26} 55,845	Cobalto Co_{27} 58,933200	Níquel Ni_{28} 58,6934	Cobre Cu_{29} 63,546	Zinco Zn_{30} 65,39	Gálio Ga_{31} 69,723	Germânio Ge_{32} 72,61	Arsênio As_{33} 74,92160	Selênio Se_{34} 78,96	Bromo Br_{35} 79,904	Criptônio Kr_{36} 83,80
Rubídio Rb_{37} 85,4678	Estrôncio Sr_{38} 87,62	Ítrio Y_{39} 88,90585	Zircônio Zr_{40} 91,224	Nióbio Nb_{41} 92,90638	Molibdênio Mo_{42} 95,94	Tecnécio Tc_{43} [98]	Rutênio Ru_{44} 101,07	Ródio Rh_{45} 102,90550	Paládio Pd_{46} 106,42	Prata Ag_{47} 107,8682	Cádmio Cd_{48} 112,411	Índio In_{49} 114,818	Estanho Sn_{50} 118,710	Antimônio Sb_{51} 121,760	Telúrio Te_{52} 127,60	Iodo I_{53} 126,90447	Xenônio Xe_{54} 131,29
Césio Cs_{55} 132,90545	Bário Ba_{56} 137,327	Lantânio La_{57} 138,9055	Háfnio Hf_{72} 178,49	Tântalo Ta_{73} 180,9479	Tungstênio W_{74} 183,84	Rênio Re_{75} 186,207	Ósmio Os_{76} 190,23	Irídio Ir_{77} 192,217	Platina Pt_{78} 195,078	Ouro Au_{79} 196,96655	Mercúrio Hg_{80} 200,59	Tálio Tl_{81} 204,3833	Chumbo Pb_{82} 207,2	Bismuto Bi_{83} 208,98038	Polônio Po_{84} [209]	Astato At_{85} [210]	Radônio Rn_{86} [222]
Frâncio Fr_{87} [223]	Rádio Ra_{88} [226]	Actínio Ac_{89} [227]	Rutherfórdio Rf_{104} [261]	Dúbnio Db_{105} [262]	Seabórgio Sg_{106} [266]	Bório Bh_{107} [264]	Hássio Hs_{108} [269]	Meitnério Mt_{109} [268]	Elemento110 110_{110} [271]	Elemento111 111_{111} [272]	Elemento112 112_{112} [277]		Elemento114 114_{114} [289]		Elemento116 116_{116} [289]		Elemento118 118_{118} [293]

Lantanídeos	Cério Ce_{58} 140,116	Praseodímio Pr_{59} 140,90765	Neodímio Nd_{60} 144,24	Promécio Pm_{61} [145]	Samário Sm_{62} 150,36	Európio Eu_{63} 151,964	Gadolínio Gd_{64} 157,25	Térbio Tb_{65} 158,92534	Disprósio Dy_{66} 162,50	Hólmio Ho_{67} 164,93032	Érbio Er_{68} 167,26	Túlio Tm_{69} 168,93421	Itérbio Yb_{70} 173,04	Lutécio Lu_{71} 174,967
Actinídeos	Tório Th_{90} 232,0381	Protactínio Pa_{91} 231,03588	Urânio U_{92} 238,0289	Netúnio Np_{93} [237]	Plutônio Pu_{94} [244]	Amerício Am_{95} [243]	Cúrio Cm_{96} [247]	Berquélio Bk_{97} [247]	Califórnio Cf_{98} [251]	Einstênio Es_{99} [252]	Férmio Fm_{100} [257]	Mendelévio Md_{101} [258]	Nobélio No_{102} [259]	Laurêncio Lr_{103} [262]

Ficha Técnica

Editora
Michelle Fernandes Aranha

Coordenação editorial
Genilda Ferreira Murta

Assistente editorial
Roberta Almeida

Preparação e revisão
Olavo Avalone Filho

Revisão técnica
Wanderley dos Santos Roberto (cap1 e cap10)
Juliana Carvalho Romaniello (cap3)

Thêssa Cristina Alonso (cap 2 e cap 4)
Danielle Foureaux Alves (cap5 e cap6)
Luiz Fernando de Resende (cap 7)
Roger Ramos e Maria Amélia Cruz Fantini (cap 8)
Míriam Guimarães de Moraes (cap9)

Capa
Patricia Gomiero

Projeto gráfico e editoração
Patricia Gomiero (Farol Editorial e Design)

Agradecimento
Gislene Guedes

Ilustrações
Arnaldo Prata Mourão